

TUGAS AKHIR - TL141584

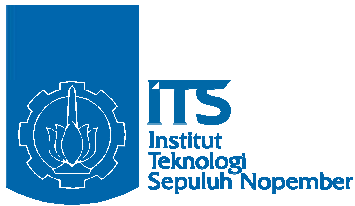
**ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU  
DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS Ag YANG  
DIDEPOSISIKAN DIPERMUKAAN SUBSTRAT  
Ti6Al4V TERHADAP SIFAT *ANTI-MICROBIAL*  
DENGAN PROSES *PVD RF SPUTTERING***

MUHAMMAD HAWARY ASSA  
NRP. 02511440000105

Dosen Pembimbing :  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2018





**TUGAS AKHIR- TL 141584**

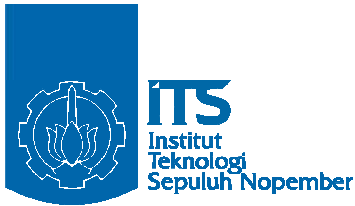
**ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU  
DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS Ag YANG  
DIDEPOSISIKAN DIPERMUKAAN SUBSTRAT  
Ti6Al4V TERHADAP SIFAT *ANTI-MICROBIAL*  
DENGAN PROSES *PVD RF SPUTTERING***

MUHAMMAD HAWARY ASSA  
NRP. 0251 144 0000 105

Dosen Pembimbing :  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D  
Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2018

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**FINAL PROJECT- TL 141584**

**ANALYSIS EFFECT OF VARIATION TIME  
DEPOSITION IN SILVER THIN LAYER WHICH  
IS DEPOSITED ON SUBSTRATE Ti6Al4V FOR  
ANTI-MICROBIAL PROPERTIES WITH PVD  
RF SPUTTERING PROCESS**

**MUHAMMAD HAWARY ASSA**  
**NRP. 0251 144 0000 105**

**Advisors :**

**Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.**  
**Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D**  
**Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono**

**DEPARTEMENT OF MATERIAL ENGINEERING**  
**Faculty of Industrial Technology**  
**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**  
**Surabaya**  
**2018**

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU  
DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS Ag YANG  
DIDEPOSISIKAN DIPERMUKAAN SUBSTRAT  
Ti6Al4V TERHADAP SIFAT ANTI-MICROBIAL  
DENGAN PROSES PVD RF SPUTTERING**

**TUGAS AKHIR**

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Pada  
Bidang Studi Material Inovatif  
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material  
Fakultas Teknologi Industri  
Insitut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

**MUHAMMAD HAWARY ASSA**  
**NRP. 0251 144 0000 105**

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. .... (Pembimbing I)

Sigit Tri Wicaksono, S.T., M.Eng. .... (Pembimbing II)

Prof. Dr. rerum, S.T., M.Eng. .... (Pembimbing III)





*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*





# **ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS Ag YANG DIDEPOSISIKAN DIPERMUKAAN SUBSTRAT Ti6Al4V TERHADAP SIFAT *ANTI-MICROBIAL* DENGAN PROSES *PVD RF SPUTTERING***

**Nama** : Muhammad Hawary Assa  
**NRP** : 02511440000105  
**Departemen** : Teknik Material  
**Pembimbing I** : Dr. Agung Purniawan, S. T., M. Eng.  
**Pembimbing II** : Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D  
**Pembimbing III** : Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

## **ABSTRAK**

*Dalam implantasi benda asing kedalam tubuh, terdapat resiko besar yaitu foreign body related infections (FBRIs). Hal ini disebabkan oleh adhesi bakteri pada permukaan implan hingga berkoloni membentuk biofilm yang menyebabkan infeksi. Komplikasi tersering yang terjadi dalam implan dental adalah kegagalan dari sistem implan dental yang dini. Salah satu yang dapat aplikasikan untuk mencegah terjadinya infeksi adalah dengan antimicrobial coating. Implementasi perak (Ag) pada permukaan merupakan salah satu yang paling berkembang pesat dalam riset lapisan antimikroba. Pada riset ini dilakukan deposit logam Ag pada permukaan substrat Titanium paduan Ti-6Al-4V. Deposisi logam Ag menggunakan metode Physical Vapor Deposition: Radio Frequency Sputtering (PVD RF Sputtering) untuk menghasilkan silver thin film. Lapisan tersebut dideposisi dengan variable waktu deposisi selama 10, 15, 20 dan 25 menit. Pengujian yang dilakukan dalam penelitian ini meliputi Antimicrobial test, XRD, SEM-EDX, AFM, dan Rockwell C Indentation Test. Peningkatan waktu deposisi dalam proses PVD*



*meningkatkan kandungan Ag pada permukaan dengan nilai tertinggi sebesar 97.12 wt% dengan waktu 25 menit. Berdasarkan hasil pengujian, semakin tinggi waktu deposisi akan menghasilkan kandungan Ag yang semakin tinggi. Semakin tinggi waktu akan menaikkan kekasaran permukaan. Pada pengujian Antimicrobial Test terbukti bahwa seluruh sampel dengan lapisan tipis Ag memiliki sifat antimikrobia dan semakin tinggi waktu deposisi akan menaikkan zona inhibisi. Pada indentasi Rockwell C secara kualitatif menghasilkan silver thin film dengan adhesi yang kurang baik.*

***Kata kunci: silver thin film, antimicrobial coating, implant, PVD.***



## **ANALYSIS EFFECT OF VARIATION TIME DEPOSITION IN SILVER THIN LAYER WHICH IS DEPOSITED ON SUBSTRATE Ti6Al4V FOR ANTI- MICROBIAL PROPERTIES WITH PVD RF SPUTTERING PROCESS**

**Name** : Muhammad Hawary Assa  
**NRP** : 02511440000105  
**Department** : Materials Engineering  
**Advisor I** : Dr. Agung Purniawan, S. T., M. Eng.  
**Advisor II** : Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D  
**Advisor III** : Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

### **ABSTRACT**

*In foreign body implantation into the body, there is a big risk of foreign body related infections (FBRIs). This is caused by the adhesion of bacteria on the surface of the implant until it colonizes to form the biofilm that causes the infection. The most common complication that occurs in dental implants is the failure of early dental implant systems. One that can be applied to prevent the occurrence of infection is with antimicrobial coating. Implementation of silver (Ag) on the surface is one of the most rapidly growing in antimicrobial coating research. In this research, Ag metal deposits on the surface of Titanium Ti-6Al-4V alloy substrates. Deposition of metal Ag using Physical Vapor Deposition method: Radio Frequency Sputtering (PVD RF Sputtering) to produce silver thin film. Deposition on layer with variable time of deposition for 10, 15, 20 minute and 25 minutes Testing in this research include Antimicrobial test, XRD, SEM-EDX, AFM, and Rockwell C Indentation Test. Increased deposition time in the PVD process increases the Ag content on the surface with the highest value of 97.12 wt% with a time of 25*



*min. Based on the test results, the higher the time deposition will produce the Ag the highre. Higher time deposition will increased the roughness of the surface. At testing Antimicrobial Test proves that all samples with a thin layer of Ag have antimicrobial properties and the higher time deposition will increase the inhibition zone. In the Rockwell C indentation qualitatively produce silver thin film with the poor adhesion.*

***Keywords: silver thin film, antimicrobial coating, implant, PVD.***



## KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbil ‘alamiin. Dengan rasa syukur kehadiran Allah SWT atas segala limpahan rahmat dan karunia-Nya, akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dan membuat sebuah laporan dengan judul **“ANALISIS PENGARUH VARIASI WAKTU DEPOSISI PADA LAPISAN TIPIS Ag YANG DIDEPOSISIKAN DIPERMUKAAN SUBSTRAT Ti6Al4V TERHADAP SIFAT *ANTI-MICROBIAL* DENGAN PROSES PVD RF SPUTTERING”**.

Penulisan skripsi ini diajukan untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan dalam jenjang perkuliahan Strata I Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Dalam penulisan skripsi ini penulis tidak lepas dari hambatan dan kesulitan, namun berkat bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak, akhirnya hambatan tersebut dapat diatasi dengan baik. Untuk itu, pada kesempatan kali ini penulis mengucapkan terimakasih kepada :

1. Orangtua, kakak dan adik, serta segenap keluarga besar yang kerap mendukung secara moril dan materiil.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing sekaligus Ketua Departemen Teknik Material yang telah mendukung penuh dengan maksimal setiap aspek pada riset dan laporan serta pengembangan diri penulis.
3. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D. selaku dosen pembimbing II yang telah banyak memberikan masukan dan mengoreksi laporan tugas akhir.
4. Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono selaku co-pembimbing yang telah membantu penulis dalam fabrikasi thin film menggunakan RF sputtering di BATAN, Yogyakarta.



5. Bapak Mas Irfan Hidayat, ST., M.sc., Ph.D selaku dosen wali yang kerap memberi motivasi dalam meningkatkan kualitas diri.
6. Seluruh elemen Dosen serta Karyawan yang selalu mendukung mahasiswa untuk menuntut ilmu dengan memberikan pengajaran dan fasilitas terbaik.
7. Jeremy, Angga, Dita, Kaisar dan Alfreda sebagai teman proyek tugas akhir yang sangat banyak membantu segala aspek dalam tugas akhir.
8. Teman-teman Mamet 88 sebagai jiwa penyemangat dikala keuangan susah dan banyak mendukung untuk membuat usaha baru meskipun sering gagal.
9. Keluarga MT16 yang terbaik.
10. Seluruh rekan rekan dari Departemen Teknik Material, LMB, UKM, DPM FTI, KM ITS, serta seluruh pihak yang yang tidak bisa disebutkan satu per satu oleh penulis.

Dalam penulisan skripsi ini tentunya penulis menyadari banyak terdapat kekurangan yang terdapat dalam laporan ini. Baik aspek kualitas maupun aspek kuantitas dari materi penelitian yang disajikan. Penulis juga menyadari bahwa skripsi ini jauh dari kata sempurna sehingga penulis membutuhkan kritik dan saran yang bersifat membangun dari berbagai pihak guna memperbaiki laporan ini agar menjadi lebih baik kedepannya.

Surabaya, Januari 2018

Penulis



---

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL.....</b>	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN.....</b>	<b>v</b>
<b>ABSTRAK.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>ix</b>
<b>KATA PENGANTAR .....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xv</b>
<b>DAFTAR TABEL.....</b>	<b>xvii</b>

### **BAB I PENDAHULUAN**

1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan .....	4
1.5 Manfaat .....	4

### **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**

2.1 Titanium .....	5
2.2 Paduan Titanium Ti-6Al-4V .....	6
2.3 Perak .....	8
2.4 Teknologi Deposisi Lapisan Tipis : PVD .....	11
2.5 Perak Sebagai Agen <i>Antimicrobial</i> .....	17
2.6 Aktivasi Agen <i>Antimicrobial</i> pada Lapisan Tipis.....	19
2.7 Uji Sensivitas <i>Antimicrobial</i> .....	20



---

2.8 State of the Art.....	23
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN</b>	
3.1 Diagram Alir.....	25
3.2 Rancangan Penelitian .....	28
3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian .....	28
<b>BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Analisis Senyawa pada Lapisan Tipis Ag .....	37
4.2 Analisis Morfologi Lapisan Tipis Ag.....	38
4.3 Analisis Antimicrobial pada Lapisan Tipis Ag.....	44
4.4 Analisis Adhesi dari Lapisan Tipis Ag.....	46
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN</b>	
5.1 Kesimpulan.....	51
5.2 Saran .....	52
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>xix</b>
<b>LAMPIRAN .....</b>	<b>xxiii</b>
<b>BIOGRAFI PENULIS .....</b>	<b>xxxiii</b>





## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Morfologi sel <i>Staphylococcus Aureus</i> .....	10
Gambar 2.2 Ilustrasi Skema Proses <i>Sputtering</i> .....	11
Gambar 2.3 Skema Mesin <i>PVD Sputtering</i> .....	13
Gambar 2.4 Skema Pembentukan Lapisan Tipis .....	14
Gambar 2.5 Tipe dari <i>Interfaceial Regions</i> .....	16
Gambar 2.6 Aktivasi Protein Bakteri .....	18
Gambar 2.7 Sel Mikroba Dehidrasi Akibat Ag .....	19
Gambar 2.8 <i>Disk Diffusion Test</i> .....	22
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian .....	25
Gambar 3.2 Diagram Alir Uji <i>Antimicrobial</i> .....	27
Gambar 3.3 Alat <i>PVD RF-Sputtering</i> .....	30
Gambar 3.4 Mesin Uji SEM-EDX .....	31
Gambar 3.5 Mesin Uji XRD .....	32
Gambar 3.6 Mesin Uji AFM .....	33
Gambar 3.7 Mesin Uji Indentasi Rockwell C .....	34
Gambar 3.8 Kegagalan pada Substrat yang diindentasi .....	34
Gambar 4.1 Grafik XRD Material Substrat Ti6Al4V dan Material Substrat yang dilapisi Ag .....	37
Gambar 4.2 Hasil Pengujian SEM Lapisan Tipis Ag .....	39
Gambar 4.3 Visualisasi kekasaran Permukaan Lapisan Tipis Ag .....	42
Gambar 4.4 Zona Inhibisi Lapisan Tipis Ag .....	44



---

Gambar 4.5 Hasil Indentasi pada Lapisan Tipis Ag.....	47
Gambar 4.6 Hasil Indentasi pada Lapisan Tipis Ag diamati menggunakan SEM.....	48



---

## **DAFTAR TABEL**

Tabel 2.1 Sifat Mekanik Ti-6Al-4V .....	7
Tabel 2.2 Komposisi Kimia Ti-6Al-4V.....	7
Tabel 3.1 Rancangan Penelitian .....	28
Tabel 4.1 Pengaruh Waktu terhadap Komposisi Kimia Lapisan Tipis Ag .....	41
Tabel 4.2 Kekasaran Permukaan dengan Perbedaan Waktu Deposisi .....	43
Tabel 4.3 Zona Inhibisi Rata-rata dari Seluruh Spesimen ....	45



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



---

## **BAB I PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang**

Pada saat ini, dalam dunia medis khususnya gigi dan mulut, pengobatan penyakit gigi sudah mulai mengalami kemajuan. Implan gigi pertama kali diperkenalkan di Swedia pada 1970-an oleh guru besar dalam bidang Orthopaedic, Prof Branemark. Selanjutnya para ilmuwan Barat melakukan pengembangan untuk memperbaiki bentuk dan bahan yang digunakan. Sejak tahun 1980-an diperkenalkan implan gigi yang terbuat dari bahan titanium dan telah memperlihatkan hasil cukup menggembirakan dengan dasar tolak ukur setelah lima tahun terpasang, masih dapat bertahan di dalam rongga mulut sekitar 85-100 persen. Namun demikian, terdapat beberapa faktor yang dapat menyebabkan kegagalan pemasangan implan pada pasien. Komplikasi yang muncul beberapa tahun setelah pemasangan seperti infeksi peri implantitis sangat sering terjadi akibat infeksi bakteri pada implan itu sendiri (Tia, 2007). Komplikasi tersering yang terjadi dalam implan dental adalah kegagalan dari sistem implan dental yang dini. (Shulman and Shepherd, 1999). Implan merupakan benda asing yang dipasangkan ke dalam jaringan yang hidup. Jaringan haruslah diperlakukan sehalus mungkin selama pembedahan untuk mengurangi komplikasi intraoperatif dan pasca operatif. (Buser and Maeglin, 1996). Selain itu untuk dapat menerima pemasangan implan dental seorang pasien membutuhkan informasi yang akurat agar dicapai hasil yang optimal. (Buser and Maeglin, 1996)

Sejak dahulu di Yunani, Mesir dan Romawi, Perak (silver) sudah digunakan sebagai penyimpanan air atau cairan lain (Russell, 1994). Uang koin dari perak juga digunakan untuk



mencegah air minum dari bakteri dan alga. Mereka juga menggunakannya untuk menjaga susu agar tetap segar (Hill, 2009). Setelah diteliti, terdapat kandungan yang sangat kecil dari perak yang menunjukkan sifat *antimicrobial* (Ravelin, 1869). Pada perkembangannya perak ini tidak lagi digunakan dalam bentuk koin namun sebagai bahan material pelapis *antimicrobial* untuk melindungi material induk dari serangan mikroba tersebut.

Disamping itu, titanium merupakan salah satu logam yang biasa digunakan pada dunia medis seperti implan karena ketahanan korosi-nya yang kuat dan juga memiliki sifat *bio-compatibility* yang tinggi. Selain itu, titanium juga memiliki kekuatan seperti baja namun sangat ringan. Namun, infeksi bakteri setelah penempatan implan masih merupakan salah satu masalah serius yang meningkat secara signifikan. Oleh karena itu, penerapan unsur antimikroba ke permukaan implan untuk mencegah infeksi terkait implan telah menarik banyak perhatian. Modifikasi permukaan pada implan merupakan salah satu strategi untuk menghilangkan kemungkinan infeksi yang diakibatkan oleh bakteri. Penggunaan bahan *antimicrobial* seperti Ag untuk menjadi bahan pelapis implan merupakan solusi yang dapat diimplementasikan (Xiaojing, dkk. 2017)

Penelitian ini menggunakan target material perak (Ag) yang memiliki kemampuan resistensi terhadap bakteri. Material tersebut dideposisikan ke substrat yaitu titanium paduan (Ti-6Al-4V) dengan metode *Physical Vapour Deposition (PVD)* menggunakan teknik *RF Sputtering*. Metode *Physical Vapour Deposition (PVD)* digunakan pada material target (Ag) untuk membuat lapisan tipis monolayer. Metode ini dilakukan dengan mengubah variasi waktu deposisi pada substrat dan target. Sehingga dapat dianalisa pengaruh perbandingan waktu terhadap sifat antimikroba lapisan tipis Ag. Perbedaan waktu deposisi pada



proses *Physical Vapour Deposition* akan mempengaruhi ketebalan dari lapisan tipis Ag, sehingga mengubah karakteristik pada lapisan tipis tersebut. Variasi waktu deposisi dilakukan pada penelitian ini untuk menganalisa pengaruh waktu deposisi terhadap kemampuan resistensi material lapisan tipis Ag terhadap bakteri.

## **1.2. Rumusan Masalah**

Adapun rumusan masalah yang dibahas pada Tugas Akhir ini, yaitu ;

1. Bagaimana pengaruh waktu deposisi terhadap sifat *antimicrobial*?
2. Bagaimana morfologi dan kekuatan adhesi yang terbentuk dari lapisan tipis yang dihasilkan variasi waktu deposisi?

## **1.3. Batasan Masalah**

Batasan masalah atau variable yang diabaikan pada penelitian Tugas Akhir ini, yaitu ;

1. Perubahan temperatur dalam *Chamber PVD* diabaikan
2. Jarak substrat terhadap material target dalam *Chamber PVD* dianggap sama pada setiap proses
3. Perubahan tekanan gas Argon dalam proses *PVD* diabaikan
4. Perubahan voltase *DC-BIAS* dalam proses *PVD* diabaikan



#### **1.4. Tujuan**

Tujuan dilakukannya Tugas Akhir ini adalah sebagai berikut ;

1. Menganalisis pengaruh waktu deposisi terhadap sifat *antimicrobial*.
2. Menganalisis morfologi dan kekuatan adhesi yang terbentuk dari lapisan tipis yang dihasilkan variasi waktu deposisi.

#### **1.5. Manfaat kegiatan Tugas Akhir**

Diharapkan tugas akhir yang dilakukan dapat memberikan manfaat yang luas terhadap industri dan institusi pendidikan di tanah air. Seperti memberikan informasi ilmiah untuk perkembangan teknologi industri peralatan medis tanah air atau memberikan inspirasi dan menambah wawasan untuk mahasiswa ataupun peneliti di institusi pendidikan tanah air.





## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Titanium

Saat ini, titanium murni Cp Ti dan paduan titanium Ti6Al4V ELI (extra low level of interstitial content) digunakan secara luas sebagai biomaterial struktural dan / atau fungsional. Biasanya, titanium sendiri digunakan untuk penggantian jaringan keras pada tulang seperti pinggul buatan atau lutut pengganti dan implan gigi, karena titanium menunjukkan kekuatan spesifik yang sangat baik dan ketahanan korosi, serta karakteristik biokompatibilitas terbaik di antara biomaterial metalik.

*Grade 1: Grade 1* CpTi adalah titanium paduan dengan kekuatan terendah dengan sedikit menurunkan sisa residu oksigen dan mengandung besi unttuk memperbaiki kekuatan benturan. Oksigen bertindak sebagai penguat interstisial.

*Grade 2: Grade 2* adalah kelas titanium yang paling sering dipilih di industri. Titanium jenis ini memiliki sifat seimbang baik kekuatan dan keuletan. Kekuatannya sangat mirip dengan baja tahan karat umum dan keuletannya memungkinkan untuk *machinability* yang baik.

*Grade 3: Grade 3* memiliki kekuatan yang sedikit lebih tinggi karena sedikit kandungan residu yang lebih tinggi (terutama oksigen dan juga nitrogen) dengan keuletan sedikit lebih rendah.

*Grade 4: Grade 4* adalah titanium dengan kekuatan tertinggi, titanium jenis ini sering dibutuhkan pada industri terutama di industri kedirgantaraan / pesawat terbang.

*Grade 5 : Grade 5* adalah titanium paduan yang sering digunakan pada dunia medis seperti alat potong dan *implant*.

(Oshida. 2007)



## 2.2 Paduan Titanium Ti6Al4V

Kekuatan tinggi, rasio bobot rendah dan ketahanan korosi yang luar biasa yang melekat pada titanium dan paduannya menyebabkan titanium luas dan beragam aplikasinya yang mana menuntut tingkat kinerja yang tinggi dalam operasi di bidang kedirgantaraan, otomotif, pabrik kimia, pembangkit listrik, ekstraksi minyak dan gas, olah raga, dan industri utama lainnya. Pada sebagian besar ini dan aplikasi teknik lainnya titanium telah menggantikan bahan yang lebih berat, kurang berguna atau kurang hemat biaya. Merancang benda dengan titanium dan mengambil semua faktor ke dalamnya telah menghasilkan benda yang bagus, ekonomis dan system komponen yang lebih tahan lama, yang dalam banyak situasi telah secara substansial melampaui kinerja dan masa kerja harapan. Titanium tersedia dalam beberapa tingkatan yang berbeda. (Arcam, 2015)

Ti6Al4V adalah paduan titanium yang paling banyak digunakan. Ini dikarenakan sifat *machinability* yang bagus dan sifat mekanik yang sangat baik. Paduan Ti6Al4V memberikan kinerja terbaik untuk semua berbagai aplikasi pengurangan berat di berbagai bidang kedirgantaraan, peralatan otomotif dan kelautan. Ti6Al4V juga memiliki banyak aplikasi dalam bidang medis industri. Biokompatibilitas Ti6Al4V sangat baik, terutama bila kontak langsung dengan jaringan atau tulang. (Arcam, 2015)

Paduan Ti6Al4V, sebagai salah satu jenis biomaterial yang paling menjanjikan, mulai menggantikan *stainless steel* dan kobalt paduan dalam banyak aplikasi medis, terutama di daerah ortopedi dan gigi (Ling, 2014). Sejak diperkenalkan pertama di tahun 1950an, Ti6Al4V menjadi titanium yang paling disukai paduan karena sifat mekanik dan fisikokimia yang menarik dan saat ini sangat banyak digunakan misalnya dalam industri biomedis. Namun, sifat *antimicrobial* dan *tribological* (permukaan material berinteraksi dengan permukaan material



lain) yang buruk membatasi penggunaannya dalam aplikasi ortopedi dan *implant*. Oleh karena itu, berbagai upaya telah dilakukan untuk memperbaiki kinerja paduan titanium, terutama yang berfokus pada modifikasi permukaan. (Lepicka. 2016)

**Tabel 2.1** Sifat Mekanik Ti6Al4V (Arcam, 2015)

<b>Sifat Mekanik</b>	<b>Nilai</b>
<i>Yield Strength</i>	950 Mpa
<i>Ultimate Tensile Strength</i>	1020 Mpa
<i>Elongation</i>	14%
<i>Reduction of Area</i>	40%
<i>Fatigue strength</i>	> 10.000.000 cycles
<i>Rockwell Hardness</i>	33 HRC
<i>Modulus Elasticity</i>	120 GPa

**Tabel 2.2** Komposisi Kimia Ti6Al4V (Arcam, 2015)

<b>Unsur</b>	<b>Presentase Berat (%)</b>
Aluminium (Al)	6
Vanadium (V)	4
Karbon (C)	0,03
Besi (Fe)	0,1
Oksigen (O)	0,15
Nitrogen (N)	0,01
Hidrogen (H)	0,003
Titanium (Ti)	<i>Balance</i>



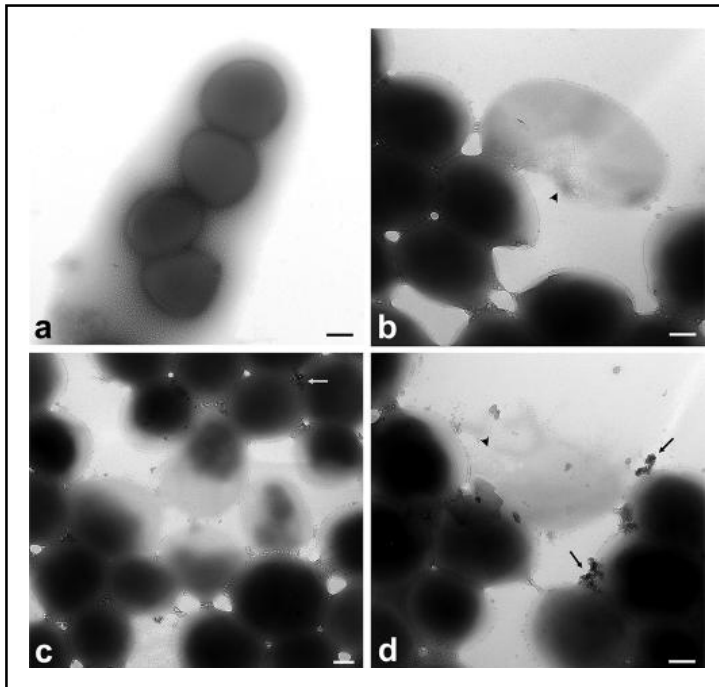
### **2.3 Perak**

Perak adalah salah satu logam yang pertama kali ditemukan oleh orang-orang kuno. Artefak perak telah ditemukan di banyak peradaban kuno seperti Sumeria dari 3000 SM. Perak berasal dari kata Anglo-Saxon “seolfor” untuk elemen. Simbol Ag berasal dari kata Latin “argentum” untuk perak. Perak telah digunakan sejak zaman kuno untuk membuat perhiasan dan peralatan perak. Hari ini, perak standar merupakan paduan dari 92,5% perak dan 7,5% tembaga yang disebut perak murni. Penggunaan kuno dari perak adalah untuk membuat koin. Perak telah digunakan sebagai uang selama ribuan tahun. Hari ini, beberapa koin masih terbuat dari perak. Perak digunakan dalam industri elektronik karena konduktivitas listrik yang sangat baik. Perak banyak digunakan dalam aplikasi berkualitas tinggi di mana logam tembaga tidak dapat melakukan pekerjaan. Perak juga digunakan dalam baterai. Aplikasi lain untuk perak termasuk cermin, tambalan gigi, alat musik, dan reaktor nuklir (Tedi, 2015).

Perak memiliki konduktivitas listrik tertinggi dari semua elemen serta konduktivitas termal tertinggi dari semua logam. Perak juga sangat reflektif. Perak sangat tidak reaktif. Ini tidak akan bereaksi dengan udara atau air. Perak akan memudar ketika bersentuhan dengan senyawa sulfur (Tedi, 2015). Logam perak (Ag) mempunyai sifat yang mengkilap, sangat mudah dibentuk dan ditempa, memiliki daya hantar listrik dan panas yang tinggi, serta tahan terhadap korosi. Oleh karena itu, logam perak banyak digunakan secara luas sebagai bahan konduktor listrik dan panas, serta sebagai perhiasan. Selain itu, logam perak juga bersifat fotosensitif (peka terhadap cahaya) sehingga sering dipakai sebagai bahan dalam proses fotografi, baik fotografi hitam putih maupun proses radiologi rumah sakit. (Shereve, 1967)



Perak memiliki aktivitas antimicrobial terhadap bakteri, *fungi*, *protozoa*, dan beberapa virus, termasuk sebagai resisten antibiotik. Perak juga digunakan untuk menurunkan infeksi yang terjadi pada area luka bakar, mencegah pembentukan koloni bakteri pada alat medis dan kain, serta *water treatment* (Alexandru, 2016). Perak merupakan *noble metal* ( $E^0 = + 0.80 \text{ V}$ ), yang tidak mudah bereaksi dengan air ataupun asam. Namun, dalam bentuk padat atau nanopartikel (NPs), Perak mampu mengeluarkan sedikit ion  $\text{Ag}^+$  dimana ion ini berperan sebagai zat *antimicrobial* pada permukaan metal atau NPs. pada eksperimen yang telah dilakukan Falleta dkk, 2008, telah dibandingkan kain yang diberikan Ag NPs dan yang tidak ditreatmen (Alexandru, 2016).



**Gambar 2.1.** Morfologi sel *Staphylococcus aureus* yang diamati oleh TEM. (a) Bakteri tanpa larutan ion perak, (b, c, dan d) Bakteri dengan larutan ion perak (Kyung, 2008)

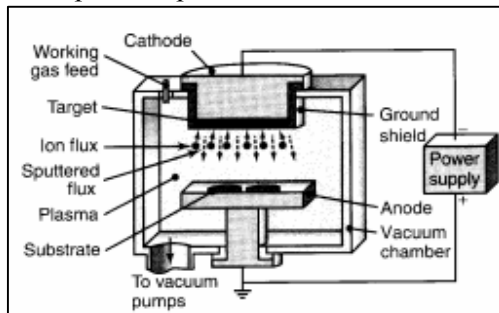
Pada gambar 2.1 terlihat bahwa bakteri tanpa larutan perak dapat berkembang biak dan berkoloni dengan mudah. Sedangkan bakteri yang dicampur oleh larutan perak mati dan tidak dapat berkoloni seperti semula.



## 2.4 Teknologi Deposisi Lapisan Tipis : Physical Vapour Deposition

Teknologi Deposisi lapisan tipis banyak jenisnya namun secara umum dibagi menjadi dua jenis yaitu chemical vapor deposition (CVD) dan physical vapor deposition (PVD). Dari dua jenis tersebut kemudian terdapat pengembangan tergantung dari metode aktivasi dan medianya. Perbedaan utama dari dua jenis tersebut adalah CVD menggunakan gas sebagai precursor dan PVD menggunakan target berupa material padat yang dibombardir dengan ion atau plasma.

*Physical Vapour Deposition* (PVD) banyak digunakan di beberapa sektor industri. Contohnya, industri *Metal-working* (*Cutting tools*), aplikasi biomedik, dan komponen optic. Pelapisan dengan metode ini banyak dilakukan untuk mendapatkan peningkatan pada properties suatu bahan, seperti kekerasan yang tinggi, resistensi terhadap korosi dan cacat *wear*, friksi rendah, dan properties spesifik optik atau elektrik.



**Gambar 2.2.** Ilustrasi Skema Proses *Sputtering* (Nissan, 2011).

Pada gambar 2.2 terlihat ilustrasi skema proses PVD dengan ditandai oleh target (katoda) yang berhasil terdeposisi pada substrat (anoda)



PVD adalah metode sintesis serba guna dan dapat mengontrol struktur lapisan tipis pada skala atom maupun nanometer dengan melakukan *monitoring* yang tepat saat proses berlangsung. Ada beberapa macam metode PVD yang digunakan, yaitu *Evaporation*, *Sputtering*, *Laser ablation*, dan *Ion Beam* (Nissan, 2011).

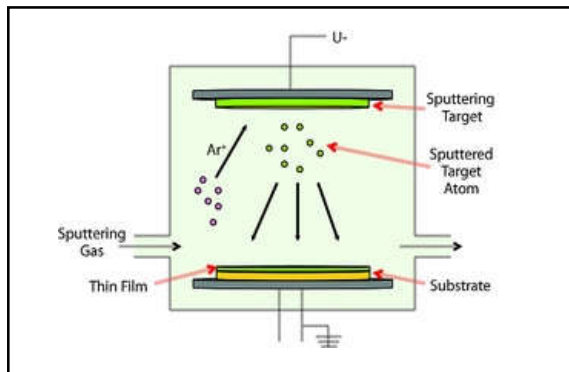
Metode PVD yang paling sering digunakan adalah metode *Evaporation* dan *Sputtering*. Pada metode *Evaporation*, uap yang dihasilkan merupakan dari material target yang dipanaskan dengan radiasi, *eddy currents*, bombardir electron, dsb. Proses ini berlangsung dalam keadaan vakum ( $10^{-5}$  sampai  $10^{-6}$  Torr) sehingga atom yang menguap akan berpindah ke substrat sebelum terjadi kondensasi. Pada metode *Sputtering*, gas ion (biasanya argon) dibutuhkan untuk memborbardir material target sehingga atom-atom dari material target terdeposit ke substrat dalam bentuk uap. Adhesi yang dihasilkan dari metode PVD bervariasi, dari buruk (*Poor*) hingga sempurna (*Excellent*). Metode *Sputtering* menghasilkan nilai adhesi yang lebih tinggi dibandingkan metode *Evaporation*. Hal ini disebabkan karena energi deposisi pada metode *Sputtering* lebih tinggi dibanding *Evaporation* (1 sampai 10 eV vs. 0.1 sampai 0.2 eV).

*Sputtering* menggunakan energi ion untuk memborbardir atom atau molekul agar lepas dari molekul lainnya yang ada pada material target, sehingga atom atau molekul tersebut terdeposit pada substrat. Banyak pengembangan teknik *Sputtering* yang telah digunakan, namun pada dasarnya, seluruh proses *Sputtering* kurang lebih sama. Gambar 2.3 menunjukkan prinsip dasar dc dan RF pada sistem *Sputtering*. Pada proses *Sputtering* menggunakan sistem dc, target dan substrat berhadapan satu sama lain didalam chamber. Gas argon sebagai gas inert yang biasa digunakan pada proses *Sputtering* memiliki tekanan sebesar kurang dari 100





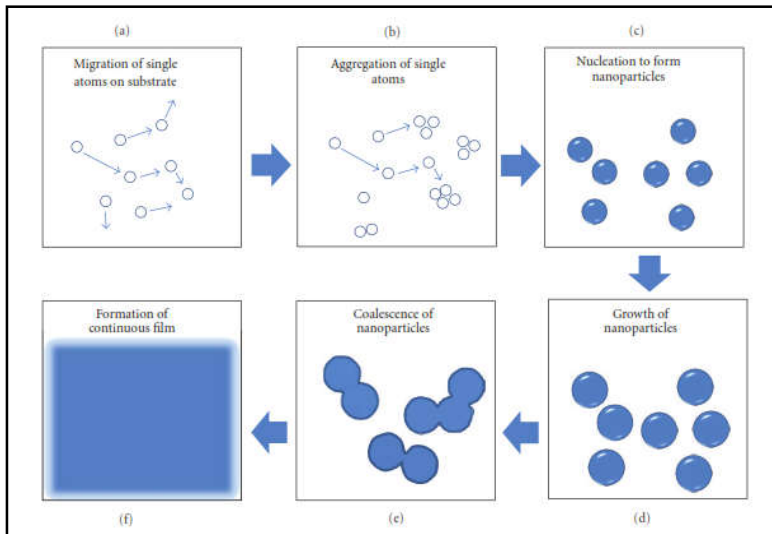
mTorr. Gas ini lalu disalurkan kedalam chamber sebagai media untuk menginisiasi dan mengontrol *discharge*. Ketika sumber listrik telah dialirkan ke elektroda, *glow discharge* akan terlihat diantara kedua elektroda. Electron bebas akan bermunculan akibat *electric field* dan mendapatkan energi yang cukup untuk mengionisasi atom argon. Tekanan atau densitas gas tidak boleh terlalu rendah karena akan mengakibatkan electron bebas tersebut menyerang anoda sehingga tidak terjadi tumbukan fasa gas antara elektron dengan gas atom. Sebaliknya, ketika tekanan atau densitas gas terlalu besar, elektron tidak akan mendapatkan energi yang cukup untuk menyerang gas atom, sehingga tidak akan terjadi ionisasi. Selanjutnya, ion positive ( $\text{Ar}^+$ ) yang merupakan hasil dari penyerangan electron bebas terhadap gas argon, menyerang katoda (material target) sehingga melepas atom netral melalui transfer momentum. Atom tersebut akan melewati area *discharge* dan terdeposit pada anoda (subtrat). Selain atom netral yang terdeposit pada subtrat, spesies yang mengandung ion negative akibat *electric field* juga akan memborbardir dan berinterakis dengan permukaan pada subtrat atau *growth film*



**Gambar 2.3.** Skema Mesin Physical Vapour Deposition, Sputtering (Powell, 1967)



Pada gambar 2.3 terlihat skema yang terjadi pada *chamber* PVD, dimana atom  $\text{Ar}^+$  membantu pelepasan atom target lalu atom target tersebut menuju ke substrat dan terjadi nukleasi atom target pada substrat. Sedangkan untuk proses terjadinya nukleasi hingga menjadi lapisan kontinyu Ag dapat dilihat pada gambar 2.4.

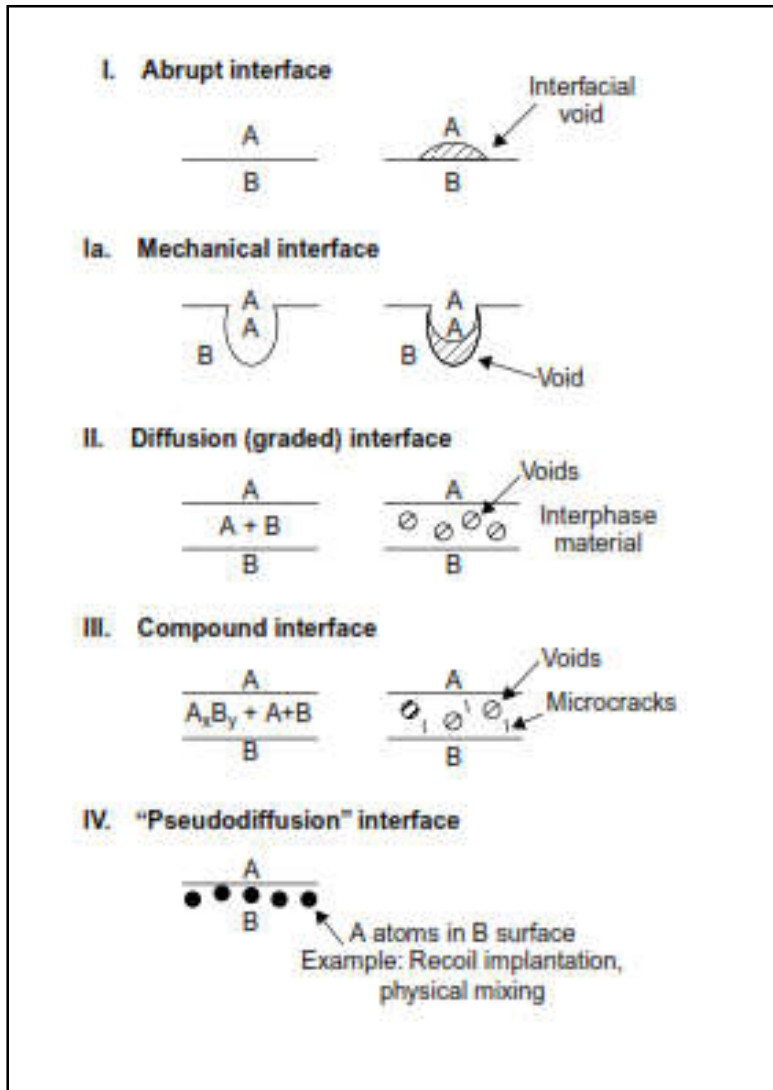


**Gambar 2.4.** Skema pembentukan lapisan tipis pada permukaan: (a) migrasi dari atom pada permukaan substrat, (b) agregasi dari atom, (c) nukleasi untuk membentuk nanopartikel, (d) pertumbuhan nanopartikel, (e) penggabungan nanopartikel membentuk lapisan kontinyu (Asanithi dkk., 2012)



Pada permukaan substrat dengan lapisan, *thin film* yang terdeposisi dapat terdifusi dan membentuk daerah antarmuka (*interfacial*). Material pada daerah tersebut dikatakan sebagai material interfasa dan memiliki peran penting dalam adhesi. Daerah antarmuka memiliki beberapa mekanisme pembentukan, yaitu secara tiba-tiba (*abrupt*), difusi, terbentuknya senyawa, *interlocking* secara reaktif serta campuran dari beberapa mekanisme tersebut.

Antarmuka tiba-tiba (*abrupt interface*) ditandai dengan jarak atom yang dimiliki antara film dan substrat. Ini terbentuk karena reaksi kimia yang lemah (tidak terjadinya difusi pada permukaan) antara film dan substrat. Akan tetapi pada permukaan yang kasar akan terjadi ikatan antarmuka secara mekanik (*mechanical interlocking interface*) dimana kekasaran permukaan terisi oleh material film sehingga memberikan *interlocking* secara mekanik. Difusi ditandai dengan perubahan yang signifikan pada komposisi di daerah antarmuka membentuk difusi antara film dengan substrat. Senyawa ditandai dengan terjadinya reaksi pembentukan senyawa antara film dan substrat. Ikatan reaktif (*reactive interlocking*) ditunjukkan dengan penggunaan unsur reaktif seperti oksigen, nitrogen, atau karbon untuk membentuk daerah antarmuka. Mekanisme tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.5.



**Gambar 2.5.** Tipe dari *Interfacial regions* (Mattox, 2010).

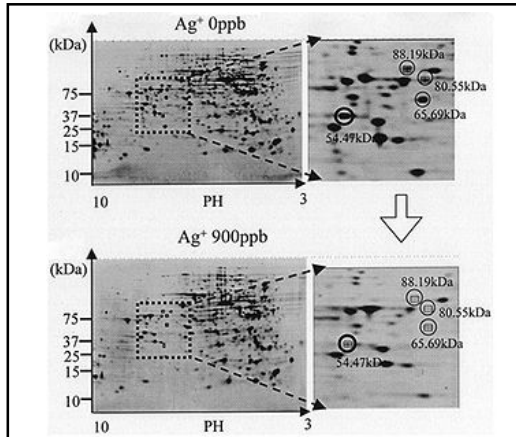


## 2.5 Perak Sebagai Agen *Antimicrobial*

Koin perak digunakan untuk dimasukkan ke dalam botol susu untuk menjaga agar susu tetap segar dan tangki air kapal dan pesawat terbang yang terbuat dari perak dapat menjaga air minum selama berbulan-bulan (Saltlakemetals.com). Pada tahun 1884, menjadi praktik umum untuk mengatur tetes nitrat perak berair ke mata bayi yang baru lahir untuk mencegah penularan *Neisseria gonorrhoeae* dari ibu yang terinfeksi ke anak-anak selama persalinan (Silvestry-Rodriguez dkk, 2007). Pada tahun 1893, efektivitas antibakteri berbagai logam dicatat dan properti ini diberi nama efek oligodinamik. Kemudian ditemukan bahwa dari semua logam dengan sifat antimikroba, perak memiliki tindakan antibakteri yang paling efektif dan toksisitas paling rendah pada sel hewan (Guggenbichler dkk, 1999).

### *Protein Inactivation*

Perak dapat menyebabkan perubahan struktur protein dan inaktivasi enzim-enzim utama, seperti yang dibutuhkan untuk respirasi seluler (Davies dan Etris, 1997). Protein sub unit ribosom 30S, *succinyl coenzyme A synthetase*, *maltose transporter (MalK)*, dan *fructose bisphosphate adolase* diidentifikasi memiliki probabilitas tinggi sebagai protein dengan penurunan aktifitas sel setelah diperlakukan dengan larutan Ag (Yamanaka dkk, 2005). Dihipotesiskan bahwa ion perak mengikat ke dalam sub unit ribosom 30S, yang menonaktifkan kompleks ribosom dan mencegah translasi protein (Yamanaka dkk, 2005). Protein yang ditemukan telah turun akibat perlakuan dengan Ag<sup>+</sup>. Protein tersebut berfungsi penting untuk sel. MalK adalah protein yang terkait dengan sitoplasma yang terlibat dalam pengangkutan maltosa (Bavoil dkk, 1980). Dengan satu atau lain cara, semua protein ini berperan dalam produksi energi dan ATP untuk sel, sehingga penurunan aktifitas salah satu dari protein ini dapat menyebabkan kematian sel (Yamanaka dkk, 2005).



**Gambar 2.6** Aktifitas protein yang menurun saat bakteri terkena larutan  $\text{Ag}^+$  selama 3 jam (Yamanaka dkk, 2005).

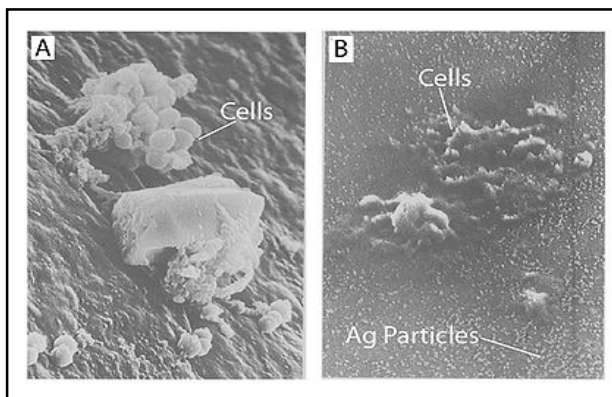
Pada gambar 2.6 terlihat bahwa larutan Ag menyebabkan protein yang terdapat pada bakteri mengalami kinerja yang menurun. Untuk waktu yang lebih lama lagi, bakteri tersebut akan mati karena kinerja dari protein itu sendiri terhambat dengan adanya Ag.

### **Entering the Cells**

Sebagian besar mekanisme yang terdapat menyebutkan bahwa perak yang masuk ke dalam sel untuk menyebabkan kerusakan. Bagaimana logam seperti perak, atau bentuk terionisasinya  $\text{Ag}^+$ , melintasi membran seluler hidrofobik untuk mengakses sitoplasma? Dari perspektif protein transmembran, ion perak hanya tampak sebagai partikel dengan ukuran tertentu dengan muatan +1. Ada kemungkinan ion perak mendapatkan akses ke bagian dalam sel melalui protein transmembran yang biasanya berfungsi untuk mengangkut ion selain ion perak. Protein transmembran dari *Enterococcus hirae* telah terbukti



mampu mengangkut ion perak meskipun fungsi putatifnya adalah transporter tembaga (Solioz dan Odermatt, 1995). Ini membuktikan bahwa ada cara agar perak diangkut melintasi membran sel meskipun pengangkut perak tertentu mungkin tidak ada.



**Gambar 2.7** Pengujian dengan Ag menyebabkan dehidrasi sel mikroba. A) *Staphylococcus aureus* tanpa Ag ; B) *Staphylococcus aureus* pada bahan yang mengandung Ag dengan partikel perak terdispersi di seluruh matriks (Yamanaka dkk, 2005).

Pada Gambar 2.7 terlihat bahwa Ag dapat menyebabkan dehidrasi sel dan menyebabkan bakteri tersebut mati karena sel bakteri sudah terpenuhi oleh Ag yang diangkut melalui membran sel

## 2.6 Aktivasi Agen *Antimicrobial* pada Lapisan Tipis

Mekanisme aktivitas *antimicrobial* pada material *antimicrobial* seperti perak dan tembaga belum diteliti secara menyeluruh, namun sudah dapat dipastikan bahwa ion berperan penting pada aktivitas *antimicrobial*. Ion ini akan melekat pada



molekul biologi (Protein, DNA, RNA), dan akan merusak fungsi mereka. (Feng, dkk. 2000). Ion *antimicrobial* seperti perak juga akan menghasilkan *Reactive Oxygen Species* (ROS), yang beracun untuk sel bakteri (Lalueza, dkk. 2011). Untuk melihat aktivitas *antimicrobial* pada material tersebut, dibutuhkan ionisasi perak karena unsur metalik perak yang terkandung didalam lapisan bukan zat kimia aktif dan memiliki kemampuan *dissolution* yang rendah dalam media biologi. (Sambhy, dkk. 2006)

*Sodium Hypchlorite* (NaClO) merupakan agen sterilisasi yang banyak digunakan, seperti purifikasi air, *metal disinfection*, dan sterilisasi luka. (Quin, dkk. 2002). Pada penelitian Ferreri, dkk. 2014, dilakukan aktivisasi ion perak (Ag) dengan menggunakan NaClO sebanyak 5%. Pada penelitian ini, menghasilkan reaksi kimia antara perak dan *sodium hypochlorite*. Aktivasi dan ionisasi perak menggunakan komponen oksidasi, sehingga menghasilkan reaksi (pembentukan *Silver Oxide* dari *Silver Hydroxide*) dan (Pembentukan  $\text{Ag}^+$  dari *Silver Oxide*). Penelitian ini menunjukkan terbentuknya oksidasi nano silver yang mana akan menghambat atau memperlambat pertumbuhan bakteri. Penelitian ini juga membuktikan bahwa tidak ada ikatan Ag-Cl yang *Sodium hypochlorite* (NaOCl) termasuk *oxidiser* yang kuat (Bloomfield, 1996).

## 2.7 Uji Sensivitas *Antimicrobial*

Antibiotik adalah suatu substansi antimikrobia yang diperoleh dari atau dibentuk dan dihasilkan oleh mikroorganisme yang umumnya adalah jamur maupun zat sintetik lain, dan zat-zat itu dalam jumlah sedikit pun mempunyai daya hambat kegiatan mikroorganisme yang lain. Antibiotika tersebar di alam





dan memegang peranan penting dalam mengatur populasi mikrobial dalam tanah, air, limbah dan kompos. Antibiotika berbeda dalam susunan kimia dan cara kerjanya.

Orang yang pertama kali mempelajari antibiotika secara sistematis adalah Gratia dan Dath (1924) dengan ditemukannya actinomycetin yang berasal dari Actinomycetes. Sampai sekarang sudah banyak ditemukan beribu-ribu antibiotik, tetapi tidak semua dapat digunakan dalam pengobatan. Hal ini terjadi karena bakteri mengalami mutasi yang terjadi karena pengobatan yang dilakukan tidak dengan semestinya (Indan, E., 2003). Satu jenis antibiotik biasanya hanya ampuh untuk satu kelompok kuman tertentu, tetapi tidak untuk kuman yang lain. Tetapi ada pula antibiotik yang dapat membunuh berbagai kelompok kuman. Penggunaan antibiotik sembarang dapat menimbulkan terjadinya resistensi pada kuman, artinya antibiotik yang dipakai menjadi tidak ampuh lagi dan kuman menjadi kebal terhadap antibiotik tersebut.

Antibiotik ada yang mempunyai spectrum luas, artinya antibiotika yang efektif digunakan bagi banyak spesies bakteri, baik kokus, basil maupun spiral. Ada juga antibiotika berspektrum sempit, artinya hanya efektif digunakan untuk spesies tertentu. Sebelum antibiotika digunakan untuk keperluan pengobatan penyakit- penyakit infeksi, maka terlebih dahulu diuji efeknya terhadap spesies bakteri tertentu. (Indan, E., 2003).

Antibiotik mempunyai ciri- ciri : Menghambat atau membunuh pathogen tanpa merusak inang (host), bersifat bakterisida bukan bakteriostatik, dan tidak menyebabkan resistensi pada kuman pathogen (L.Beco.dkk, 2014). Idealnya zat-zat antibiotik harus mempunyai sifat- sifat sebagai berikut : harus mempunyai kemampuan untuk merusak atau menghambat mikrobial pathogen spesifik, tidak mengakibatkan berkembangnya



bentuk resisten parasit, tidak menimbulkan efek samping, seperti alergi, kerusakan syaraf, iritasi pada ginjal dan saluran gastrointestinalis, tidak melenyapkan flora normal pada hospesnya, harus dapat diberikan secara oral atau suntikan, mempunyai taraf kelarutan yang tinggi dalam zat alir tubuh, konsentrasi antibiotik di dalam jaringan atau darah harus dalam jumlah yang cukup tinggi. (L.Beco.dkk , 2014)



**Gambar 2.8** *Disk Diffusion Test.* (L.Beco.dkk , 2014)

Pada gambar 2.8 terlihat metode *Disk Diffusion Test*, yaitu salah satu metode yang digunakan untuk mengetahui sifat *antimicrobial* sebuah material. Zona bening pada gambar 2.8 merupakan zona inhibisi yang merepresentasikan daya hambat material tersebut terhadap suatu bakteri.

Uji sensitivitas antibiotik merupakan tes yang digunakan untuk menguji kepekaan suatu bakteri terhadap antibiotik. Uji kepekaan/sensitivitas bertujuan untuk mengetahui daya



kerja/efektifitas dari suatu antibiotik. dalam membunuh bakteri. (Akbar., 2009) Metode Kirby Bauer adalah uji sensitivitas dengan metode difusi agar menggunakan teknik *disc diffusion*, dalam uji sensitivitas metode Kirby Bauer menggunakan media selektif, yaitu media Muller Hinton Agar. (Pudjarwoto., 2008). Mekanisme kerja metode Kirby Bauer cukup sederhana, pertama transfer koloni bakteri uji pada media BHI cair tempatkan pada disk antibiotik, inkubasi selama 24 jam, amati zona pertumbuhan bakteri di sekitar disk dan ukur diameter zona hambatannya. (Akbar.2009)

## **2.8 State of The Art**

Penelitian yang membahas tentang lapisan tipis dan mengenai proses teknologi terdosisnya serta hubungannya dengan dunia biomedis sudah sangat banyak dilakukan. Penelitian yang dilakukan oleh Xiaojing dkk, 2016, dengan judul Antibacterial Activity of Titanium-Based Implants' Surfaces Fabricated by Micro-Arc Oxidation menunjukkan pengaruh waktu deposisi terhadap morfologi pada lapisan tipis Ag-Ti pada proses pembentukan lapisan tipis Ag dengan metode Micro-Arc Oxidation. Pada penelitian ini juga disebutkan bahwa Ag,Cu,Zn merupakan logam yang memiliki sifat antimicrobial yang baik. Penelitian juga menunjukkan bahwa terdapat pengaruh voltase dan intensitas arus pada karakterisasi morfologi.

Pada penelitian Yung dkk, 2012, mengatakan bahwa logam titanium merupakan logam yang sering digunakan untuk dental implant dengan sifat biokompatibilitas yang sangat tinggi, namun pada penelitian tersebut dilakukan pelapisan pada titanium dengan hydroxyapatite untuk memperbaiki sifat mekanik dan biokompatibilitas pada titanium yang akan digunakan untuk aplikasi dental implant. Pada penelitian Drnovsek dkk, 2012, membahas tentang paduan titanium Ti6Al4V yang dilapisi dengan TiO<sub>2</sub>, disini dijelaskan bahwa TiO<sub>2</sub> mengurangi potensi



tubuh untuk terkena unsur yang beracun yang terdapat pada paduan tersebut, seperti aluminium dan vanadium. Biocompatibilitas dari paduan tersebut akan naik dengan adanya lapisan tipis  $\text{TiO}_2$ .

Selain itu, pada penelitian Maulana dan Yudhistira, 2016, membahas mengenai aktifitas lapisan tipis Ag-Cu yang dideposisikan pada substrat *stainless steel* 316L menggunakan *PVD RF-Sputtering* menunjukkan bahwa adanya aktifitas *antimicrobial* pada lapisan tipis tersebut.

Ti6Al4V merupakan material yang telah lama dipakai untuk aplikasi medis, akan tetapi sifat *antimicrobial* yang rendah yang dimilikinya membuat material ini memiliki keterbatasan. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan dilakukan pelapisan Ti6Al4V menggunakan Ag dengan metode *PVD RF-Sputtering* dan dilakukan variasi waktu deposisi. Penelitian ini diharapkan Ti6Al4V memiliki peningkatan sifat *antimicrobial* yang nantinya akan digunakan untuk aplikasi *dental implant*.

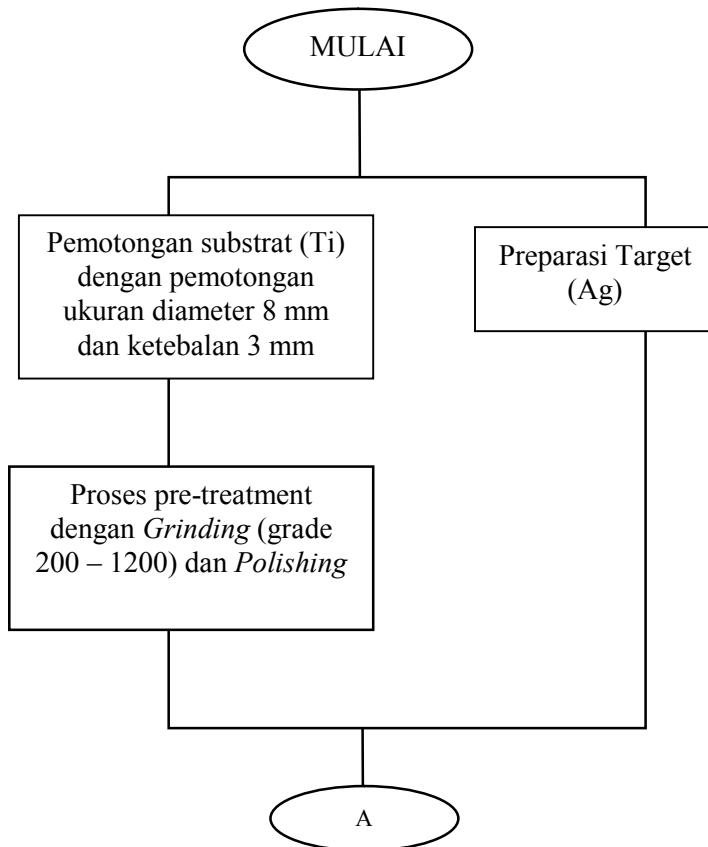


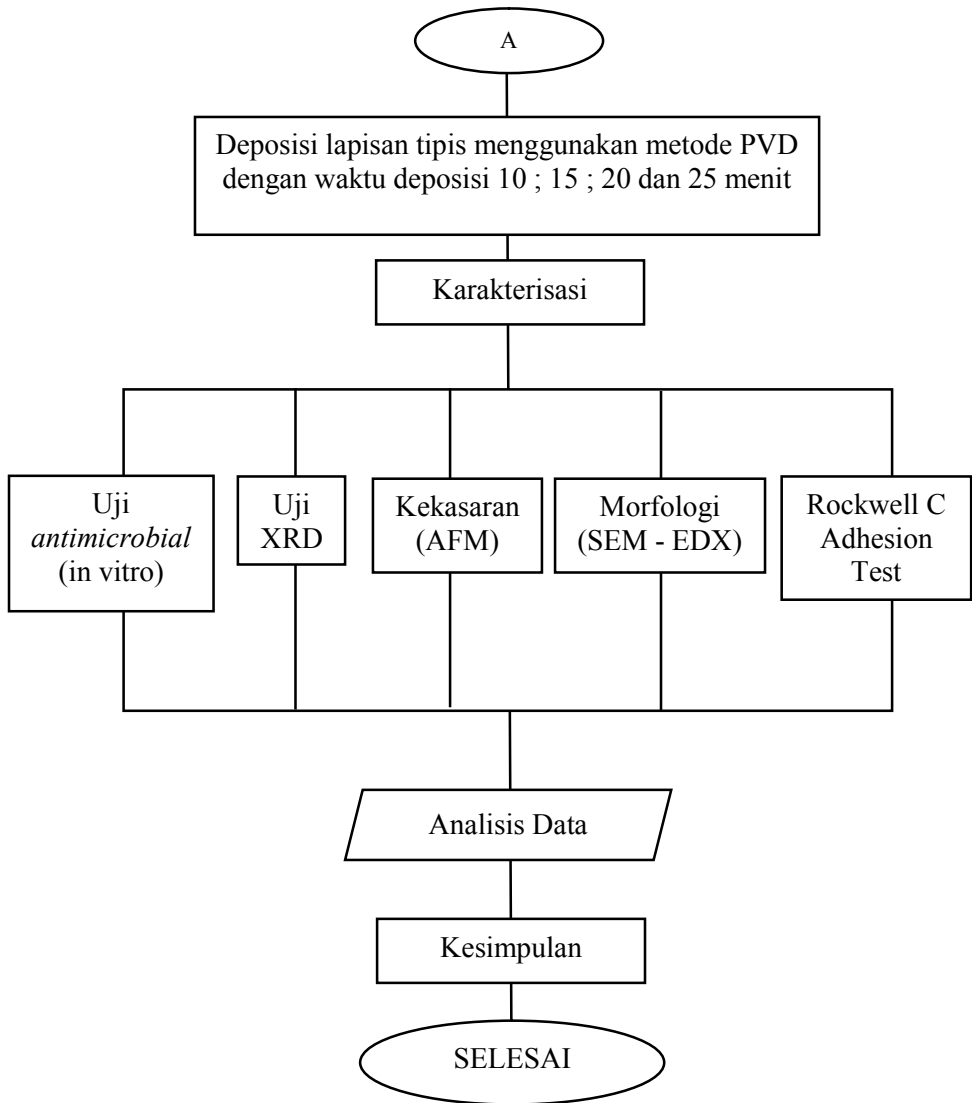
### BAB III

### METODOLOGI PENELITIAN

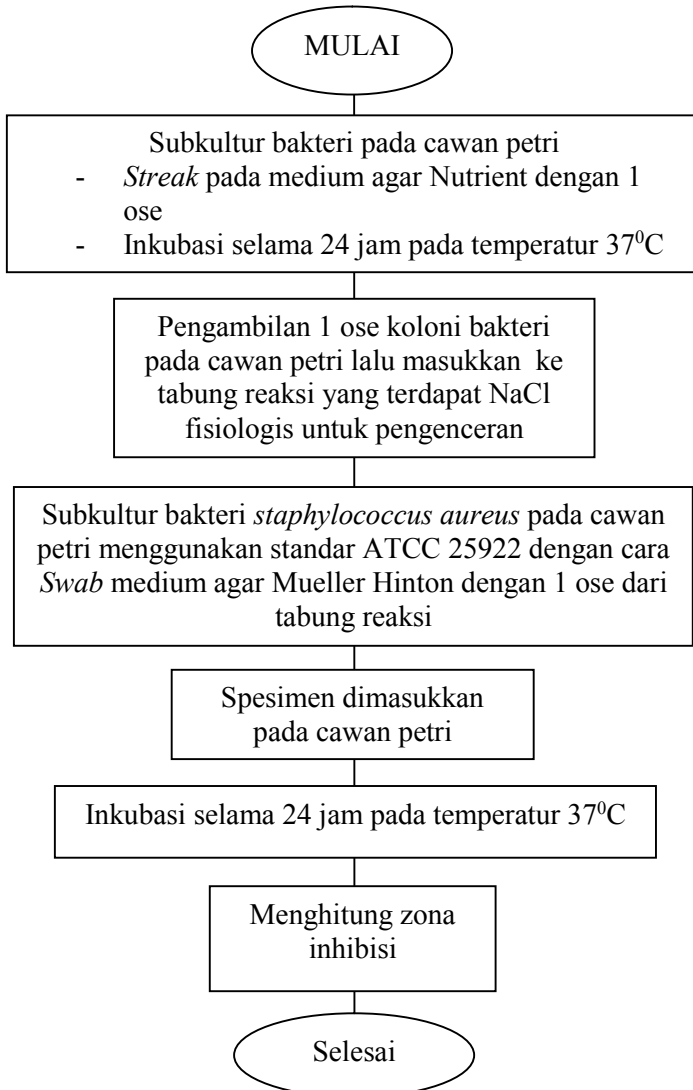
#### 3.1. Diagram Alir

Berikut adalah diagram alir untuk penelitian analisis pengaruh waktu deposisi pada proses PVD terhadap sifat *antimicrobial* lapisan tipis Ag dengan substrat Ti.





**Gambar 3.1.** Diagram Alir Penelitian



**Gambar 3.2.** Diagram Alir Pengujian *Antimicrobial*



### 3.2. Rancangan Penelitian

Proses pelapisan pada penelitian ini menggunakan metode *PVD RF-Sputtering*. Pada penelitian ini, digunakan tekanan gas Argon sebesar  $2.5 \times 10^{-2}$  mbar dan voltase sebesar 800 V.

Rancangan penelitian ditunjukkan pada tabel 3.1

**Tabel 3.1** Rancangan penelitian tugas akhir

No	Waktu deposisi (menit)	Pengujian				
		<i>Anti-microbial</i>	SEM-EDX	XRD	AFM	<i>Hardness test</i>
1	10	Y	Y	Y	Y	Y
2	15	Y	Y	Y	Y	Y
3	20	Y	Y	Y	Y	Y
4	25	Y	Y	Y	Y	Y

Pengujian tanpa merusak seperti SEM, EDX, XRD dapat dilakukan pada satu sampel yang sama, dilanjutkan dengan pengujian Hardness test setelah melakukan pengujian tanpa merusak.

### 3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian

#### 1. Studi Pustaka dan Preparasi Sampel

Penelitian dimulai dengan melakukan pengumpulan sumber yang didapat dari buku, jurnal, diktat dan lain-lain. Studi pustaka dilakukan agar penelitian dapat sumber referensi ataupun sebagai acuan penelitian yang akan dilakukan.

Setelah didapat beberapa acuan, dilakukan persiapan alat dan bahan penelitian dengan





mempertimbangkan metode yang digunakan, yaitu *Physical Vapour Deposition – RF Sputtering*. Substrat berupa Ti-6Al-4V *bar* berdiameter 8mm dipotong dengan ukuran ketebalan 3mm. Setelah didapat ukuran yang diinginkan, dilakukan pengamplasan pada substrat dengan menggunakan kertas amplas *grade* 80 – 1200. Setelah itu dilakukan *polishing* dengan autosol pada permukaan substrat yang akan dilakukan pelapisan. Sebelum dipasang pada alat *PVD – RF Sputtering*, permukaan substrat dioles dengan *ethanol* (70%) untuk menghilangkan sisa-sisa kotoran yang menempel pada substrat. Target berupa Perak (Ag) berupa pelat (99%) cukup dioles dengan *ethanol* sebelum dipasang pada alat *PVD – RF Sputtering*.

## 2. Proses Pembentukan Lapisan Tipis

Setelah semua alat siap, maka selanjutnya dilakukan proses deposisi lapisan tipis Ag dengan metode *PVD – RF sputtering* yang berasal dari material target Ag 99,99 %. Proses pertama yang dilakukan ialah memastikan *chamber* tertutup rapat sebelum melakukan proses vakum. Setelah didapat tekanan *chamber*  $2.4 - 2.7 \times 10^{-2}$  mbar, setelah itu menyalakan alat *RF Sputtering*. Mengatur awal daya sebesar 20 W dan voltase *DC-BIAS* sebesar 200 V. Setelah itu buka tabung dan katup gas argon (Ar) dan atur hingga tekanan pada *chamber* sebesar  $2.5 \times 10^{-2}$  mbar. Secara perlahan tambahkan daya dan voltase hingga 85 W dan 800 V, karena pada voltase sebesar 800 V material target mulai terjadi proses deposisi. Selama proses tersebut, daya yang dikembalikan harus dijaga supaya dibawah 0 agar hasil deposisi maksimal. Proses deposisi dilakukan dengan variasi waktu 10,15,20 dan 25 menit.



**Gambar 3.3.** Alat PVD RF-Sputtering

### 3. Karakterisasi

Setelah didapat sampel, selanjutnya dilakukan pengujian anti *Microbial*, SEM-EDX, XRD, AFM, dan *Hardness Test*. Melakukan tes anti *Microbial* pada sampel dengan meletakkan sampel pada cawan yang sudah diberikan bakteri *staphylococcus aureus*. Selain melakukan uji anti *Microbial*, juga dilakukan beberapa pengujian lainnya seperti uji SEM-EDX untuk mengetahui morfologi dan komposisi lapisan tipis Ag; uji XRD untuk mengetahui senyawa yang terdapat pada lapisan tipis Ag; dan uji *Hardness* untuk mengetahui nilai kekerasan dari lapisan tipis Ag.

Pengujian anti *Microbial* bertujuan untuk melihat kemampuan anti *Microbial* dari material yang dihasilkan. Sebelum melakukan pengujian, disiapkan dahulu alat uji



dan bahan uji seperti bakteri *staphylococcus aureus*. Pengujian ini dilakukan dengan metode *Disk Diffusion Test*. Pengukuran area bening atau area yang tidak terkontaminasi oleh bakteri di sekitar sampel menjadi perhitungan kuantitatif untuk mengukur kemampuan anti *Microbial* dari sampel. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan alat ukur manual, setelah itu dibandingkan hasil luas yang dihasilkan dengan sampel lain. Pengujian ini dilakukan di Departemen Biologi FMIPA ITS.

Pengujian menggunakan SEM-EDX dilakukan di Departemen Teknik Material ITS menggunakan instrument Scanning Electron Microscopy (SEM) tipe FEI INSPECT 550 dan dengan tujuan mengetahui topografi permukaan, unsur yang ada, dan senyawa yang terbentuk di dalam sampel. Perbesaran yang digunakan pada pengujian ini 5.000 x hingga 10.000 x.



**Gambar 3.4.** Mesin Uji SEM-EDX



Pengujian XRD dilakukan di Departemen Teknik Material ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi unsur yang terbentuk pada Ag akibat terdepresiasi pada Ti. Pada penelitian ini ditunjukkan XRD X'Pert Pro TYPE: PW3040/60 S.N : DY 3574 digunakan pada gambar 3.3. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan software dan data base *Joint Committee on Powder Diffraction Standards* (JCPDS) untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material sampel.



**Gambar 3.5.** Mesin uji XRD

Pengujian AFM dilakukan di Laboratorium Energi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi pengaruh parameter proses terhadap kekasaran permukaan. Prinsip dari alat tersebut dengan menggunakan *scanning tip* yang digunakan untuk memindai topografi dari permukaan



sampel. Tidak ada preparasi khusus, hanya permukaan yang bersih untuk sampel yang akan diidentifikasi dengan AFM.

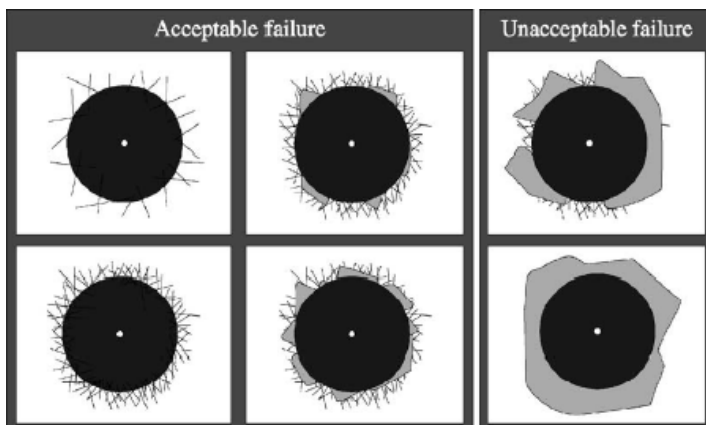


**Gambar 3.6.** Mesin Uji AFM

Pengujian Indentasi Rockwell C dilaksanakan pada Laboratorium Metalurgi Departemen Teknik Material dengan beban awal sebesar 100 kgf dan beban akhir indentasi sebesar 150 kgf. Adapun yang diidentifikasi dari hasil indentasi adalah hasil kualitatif setelah indentasi. Terjadinya delaminasi yang berlebihan menandakan lapisan tidak memiliki adhesi yang baik pada substrat. Berikut Gambar 3.9. adalah bentuk dari hasil delaminasi yang dapat diterima dan tidak berdasarkan standar dari P&P *thin film advanced technology*.



**Gambar 3.7.** Mesin Uji Indentasi Rockwell C



**Gambar 3.8.** Kegagalan pada substrat yang diindentasi  
(P&P, 2012)

Gambar 3.8 merupakan gambar yang nantinya akan dibandingkan dengan hasil penelitian dan dianalisis secara kualitatif.



Setelah semua uji telah dilakukan, selanjutnya ialah menganalisis hasil pengujian dan memberikan pembahasan. Terakhir membuat kesimpulan dari hasil analisis yang telah dilakukan.



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



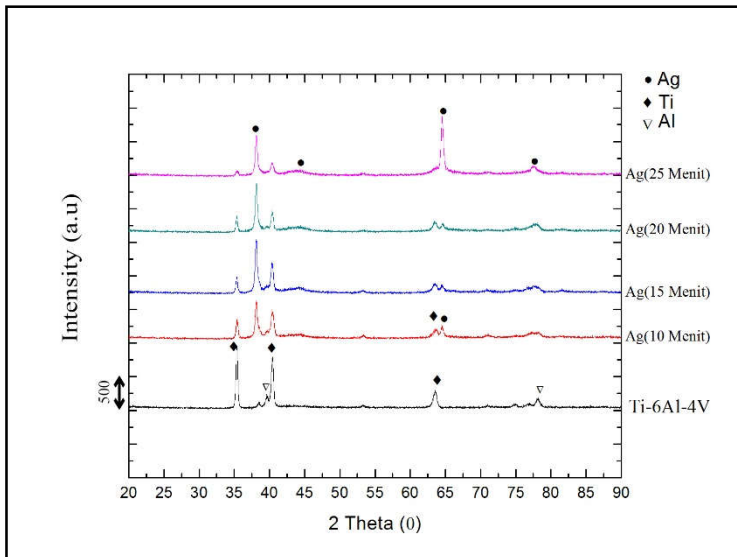


## BAB IV

### ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Analisis Senyawa pada Lapisan Tipis Ag

Untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada lapisan tipis Ag, dilakukan pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD). Hasil pengujian terlihat pada gambar 4.1.



**Gambar 4.1.** Grafik XRD Material Substrat Ti6Al4V dan Material Substrat yang Dilapisi Ag dengan Variasi Waktu

Pada Gambar 4.1 ditemukan bahwa material substrat Ti-6Al-4V memiliki karakteristik *peak* pada  $2\theta$   $34^\circ$ ,  $38^\circ$ ,  $41^\circ$ ,  $63^\circ$  dan  $78^\circ$ . Analisis hasil XRD menggunakan data JCPDS 44-1294 menunjukkan bahwa Ti memiliki karakteristik *peak*  $2\theta$   $34^\circ$ ,  $41^\circ$ , dan  $63^\circ$  (Haiyan, 2007). Selain itu juga didapatkan *peak* pada  $2\theta$   $38^\circ$  dan  $78^\circ$ . Analisis hasil XRD menggunakan data JCPDS 04-



0787 menunjukkan bahwa pada *peak* tersebut merupakan karakteristik *peak* Al (Chunpei, 2016).

Setelah proses pelapisan Ag pada substrat, ditemukan *peak* baru pada  $2\theta$   $38^{\circ}$ ,  $44^{\circ}$ ,  $64^{\circ}$ , dan  $77^{\circ}$ . Analisis hasil XRD menggunakan data JCPDS 01-087-0719 menunjukkan bahwa *peak*  $2\theta$   $38^{\circ}$ ,  $44^{\circ}$ ,  $64^{\circ}$ , dan  $77^{\circ}$  merupakan karakteristik *peak* Ag (Mansor, dkk. 2012).

Keberadaan Ag yang dideposisikan pada substrat membuat intensitas *peak* dari substrat berkurang. Hal ini dapat dilihat pada gambar 4.1 dengan semakin lama waktu deposisi maka intensitas *peak* Ti pada  $2\theta$   $34^{\circ}$ ,  $41^{\circ}$ , dan  $63^{\circ}$  semakin berkurang dan intensitas *peak* Al pada  $2\theta$   $38^{\circ}$  dan  $78^{\circ}$  berkurang dan tidak tampak lagi pada waktu deposisi 25 menit.

Selain itu, semakin bertambahnya waktu deposisi lapisan tipis maka intensitas dari Ag bertambah. Hal tersebut dapat dilihat pada *peak*  $2\theta$   $38^{\circ}$  dan  $64^{\circ}$ . Semakin lama waktu deposisi lapisan tipis maka *peak*  $2\theta$   $38^{\circ}$  dan  $64^{\circ}$  yang merupakan karakteristik *peak* Ag juga semakin tinggi. Hal ini menunjukkan bahwa Ag terdeposisi sempurna pada permukaan substrat.

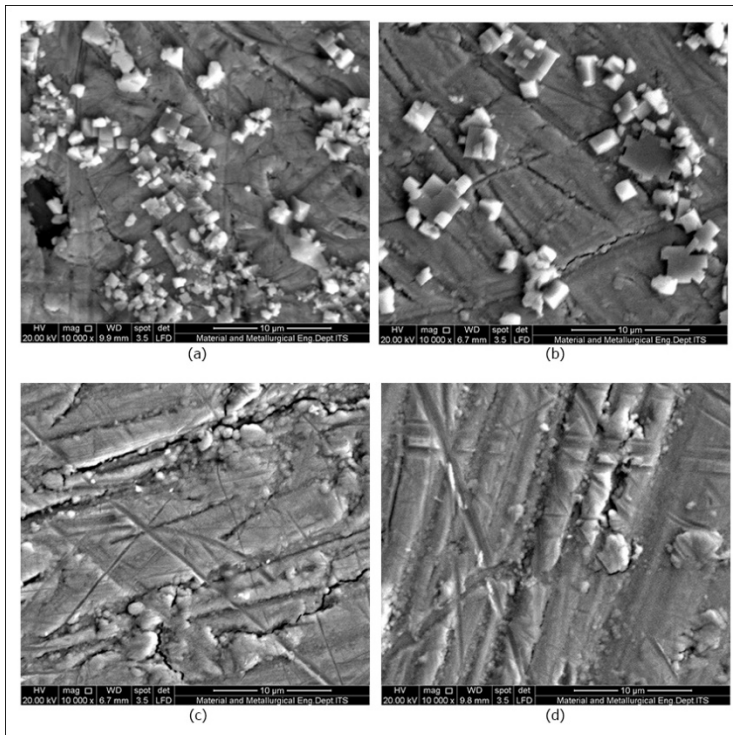
## 4.2 Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Morfologi Lapisan Tipis Ag

### 4.2.1 Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Morfologi

Morfologi dari *silver thin film* dapat dipengaruhi oleh waktu dari proses deposisi PVD. Seiring bertambahnya waktu, atom dari target tersebut terdeposisi pada permukaan substrat dan mengalami pertumbuhan hingga membentuk nukleasi partikel nano. Nukleasi tersebut menggumpal dan membentuk lapisan tipis pada permukaan substrat. Mekanisme tersebut diinisiasi oleh Asanithi dkk. (2012) dalam risetnya mengenai pertumbuhan



partikel nano dari perak pada proses PVD (Asanithi dkk.,2012). Morfologi dari lapisan tipis Ag pada permukaan substrat diamati dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 10.000X. Pada perbesaran tersebut terlihat partikel Ag yang terdeposisi pada substrat seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.2.



**Gambar 4.2** Hasil Pengujian SEM Lapisan Tipis Ag dengan Perbesaran 10.000x dengan Variasi Waktu; (a) 10 menit, (b)15 menit, (c)20 menit, dan (d)25 menit



Pada gambar 4.2 terlihat bahwa hampir seluruh substrat tertutup sempurna oleh lapisan tipis Ag. Hal ini membuktikan bahwa Ag berhasil terdeposisi pada permukaan substrat. Pada gambar 4.2 bagian (a) yaitu pada spesimen dengan waktu deposisi 10 menit terlihat masih ada celah yang belum tertutup oleh lapisan tipis Ag dan pada bagian tersebut masih belum jelas terlihat adanya gumpalan Ag (aglomerat). Sedangkan, pada gambar 4.2 bagian (d) yaitu pada spesimen dengan waktu deposisi 25 menit hampir seluruh permukaan substrat tertutup oleh lapisan tipis Ag. Namun pada bagian tersebut sudah sangat jelas terlihat adanya gumpalan Ag (aglomerat). Semakin bertambahnya waktu deposisi, maka kandungan Ag yang terdeposisi akan semakin meningkat. Dan semakin banyaknya kandungan Ag yang terdeposisi pada permukaan substrat maka partikel Ag ini cenderung untuk membentuk gumpalan (aglomerat) pada lapisan tipis (Calderon, dkk.2016). Semakin bertambahnya kandungan Ag tersebut didukung oleh hasil dari pengujian EDX. Adapun hasil dari EDX yang menunjukkan kandungan Ag pada permukaan spesimen ditunjukkan pada Tabel 4.1.



**Tabel 4.1** Tabel Pengaruh waktu deposisi terhadap Kandungan Unsur (wt%) pada Lapisan Tipis

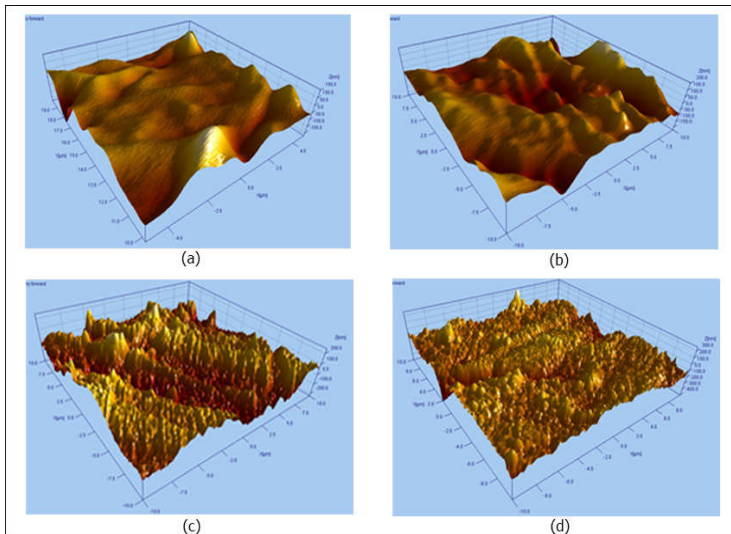
Unsur	Kandungan Unsur dengan Perbedaan Waktu Deposisi (wt%)			
	10 Menit	15 Menit	20 Menit	25 Menit
Ag	83.93	94.5	96.02	97.12
Ti	12.75	4.05	1.92	1.48
Al	1.8	0.93	1.21	0.78
V	1.52	0.52	0.84	0.62

Pada tabel 4.1. menunjukkan kecenderungan kenaikan kandungan Ag pada permukaan spesimen dengan waktu deposisi yang lebih lama menggunakan analisis EDX. Kecenderungan kenaikan kandungan Ag tersebut menunjukkan bahwa semakin lama proses maka akan semakin banyak Ag yang terdeposisi pada permukaan spesimen. Hal ini sesuai dengan teori bahwa deposisi akan terus berlangsung seiring berjalannya waktu dan meningkatkan kandungan dari material target yang terdeposisi (Mattox dkk., 2010).



## 4.2.2 Analisis Pengaruh Waktu Deposisi Terhadap Kekasaran Permukaan

Perbedaan waktu deposisi dari proses *PVD RF-Sputtering* dapat menimbulkan perbedaan kekasaran dari permukaan lapisan. Hal ini dapat dianalisa dengan menggunakan pengujian AFM. Hasil dari pengamatan AFM ditunjukkan pada Gambar 4.3.



**Gambar 4.3.** Visualisasi kekasaran permukaan material Lapisan Tipis Ag dengan variasi waktu deposisi (a) 10 menit (b) 15 menit (c) 20 menit dan (d) 25 menit

Pada gambar 4.3 menunjukkan visualisasi kekasaran pada masing masing spesimen yang didapat dari hasil uji AFM. Berdasarkan visualisasi, dapat dianalisa bahwa kekasaran material setelah pelapisan dengan waktu deposisi 10 menit memiliki kekasaran permukaan yang halus. Jika dibandingkan dengan



material setelah pelapisan dengan waktu 25 menit maka kekasaran permukaan material setelah pelapisan 25 menit memiliki kekasaran permukaan yang lebih kasar. Hal ini menunjukkan bahwa perubahan kekasaran permukaan lapisan tipis sangat terkait dengan kandungan Ag yang terdeposisi pada substrat. Untuk kandungan Ag yang cukup besar, maka kekasaran permukaan akan mengalami peningkatan. (Calderon,dkk. 2016)

Nilai dari kekasaran suatu material ditunjukkan oleh nilai  $Sa$  yang sering disebut sebagai RMS (*Root Mean Square*) yang merupakan nilai rata-rata dari ketinggian atau *peak* yang membentuk kekasaran serta  $Sz$  sebagai ketinggian maksimum. Nilai tersebut ditunjukkan pada Tabel 4.2.

**Tabel 4.2.** Kekasaran Permukaan Spesimen pada Lapisan Tipis Ag dengan Variasi Perbedaan Waktu Deposisi

Waktu Deposisi (menit)	$Sa$ (nm)	$Sz$ (nm)
10	0.52	7.35
15	1.03	11.3
20	2.99	69
25	3.51	88

Pada tabel 4.2, dapat dianalisis bahwa permukaan yang paling kasar ditunjukkan oleh spesimen dengan waktu deposisi 25 menit. Sedangkan spesimen dengan waktu deposisi 10 menit memiliki visualisasi kekasaran permukaan yang paling rendah. Peningkatan kekasaran ini disebabkan oleh semakin lamanya proses deposisi yang dilakukan akan berpengaruh pada jumlah mikropartikel dari Ag yang terbentuk pada permukaan. (Kim & Joun, 2007). Mikropartikel tersebut yang terbentuk pada permukaan mempengaruhi kekasaran dari permukaan. Sehingga,

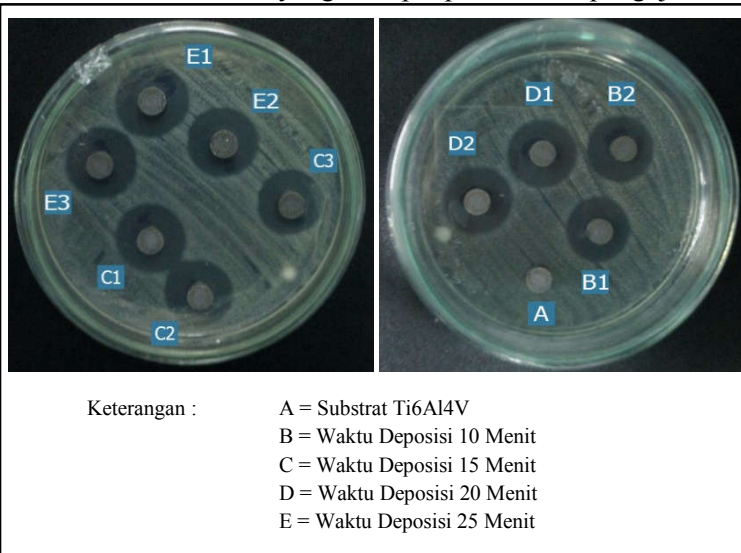


seiring dengan bertambahnya waktu deposisi saat pembuatan spesimen pada proses PVD akan menaikkan kekasaran pada lapisan tipis Ag.

Berdasarkan hasil rata-rata kekasaran permukaan yang didapatkan, diperoleh nilai  $Sa$  sebesar 0.521 – 3.51 nm. Hal ini menunjukkan bahwa spesimen memiliki kekasaran yang cocok untuk digunakan sebagai *dental implant*, karena *dental implant* yang bagus memiliki rata-rata nilai kekasaran ( $Sa$ ) antara 0.54 dan 1.97  $\mu\text{m}$ . (Carlos,dkk. 2007)

#### 4.3 Analisis *Antimicrobial* pada Lapisan Tipis Ag

Spesimen dilakukan pengujian *antimicrobial* dengan metode *disk diffusion test*. Pengujian dilakukan dengan media bakteri *staphylococcus aureus*. Gambar 4.4 menunjukkan visualisasi zona inhibisi yang terdapat pada cawan pengujian.



**Gambar 4.4** Zona Inhibisi Lapisan Tipis Ag dengan variasi waktu deposisi





Pada gambar 4.4, dapat dilihat bahwa spesimen dengan lapisan tipis Ag dapat melakukan inhibisi terhadap bakteri yang ada disekitarnya, sedangkan spesimen tanpa lapisan tipis Ag tidak dapat melakukan inhibisi terhadap bakteri yang ada disekitarnya. Hal ini terjadi karena seluruh spesimen dengan lapisan tipis Ag dapat menginisiasi ion  $\text{Ag}^+$  yang dapat membunuh bakteri (Djokic, 2007). Salah satu yang menginisiasi ion  $\text{Ag}^+$  adalah kandungan  $\text{Ag}_2\text{O}$  pada permukaan yang disebabkan oleh aktivasi dengan  $\text{NaClO}$  (Ferreri dkk., 2015). Adapun Tabel 4.3. menunjukkan data kuantitatif dari jarak inhibisi.

**Tabel 4.3** Zona inhibisi rata-rata dari masing- masing spesimen yang diuji pada medium agar dengan bakteri *staphylococcus aureus*.

Spesimen	Variabel	Zona Inhibisi Rata-rata (mm)
A	Substrat Ti-6Al-4V	Tidak ada
B	10 Menit	$10.53 \pm 0.057$
C	15 Menit	$12.16 \pm 0.577$
D	20 Menit	$12.25 \pm 0.353$
E	25 Menit	$12.33 \pm 0.288$

Pada tabel 4.3 terlihat bahwa spesimen dengan waktu deposisi paling lama yaitu 25 menit memiliki kemampuan inhibisi paling tinggi dibanding yang lainnya. Hal ini disebabkan karena spesimen ini memiliki komposisi Ag yang paling tinggi. Sehingga, reaksi untuk membentuk agen *antimicrobial* pada lapisan tipis Ag lebih banyak dibanding spesimen lain. Agen *antimicrobial* yang terbentuk inilah yang membunuh bakteri *staphylococcus aureus*. Sedangkan spesimen yang paling rendah zona inhibisinya adalah yang tanpa lapisan tipis Ag. Hal ini



dikarenakan agen *antimicrobial* tidak terbentuk karena tidak terdapatnya Ag sehingga tidak dapat membunuh bakteri *staphylococcus aureus*.

Pada pengujian *antimicrobial* yang dapat menentukan zona inhibisi adalah kandungan Ag pada permukaan (Ewald dkk., 2006) serta bentuk dan ukuran partikel yang terdeposisi secara merata pada permukaan *silver thin film* (Jafari dkk., 2016). Sehingga dapat disimpulkan bahwa waktu deposisi memengaruhi kemampuan *antimicrobial* lapisan tipis Ag, semakin lama waktu deposisi maka semakin banyak pula kandungan Ag dan Ag berperan penting dalam pembunuhan bakteri.

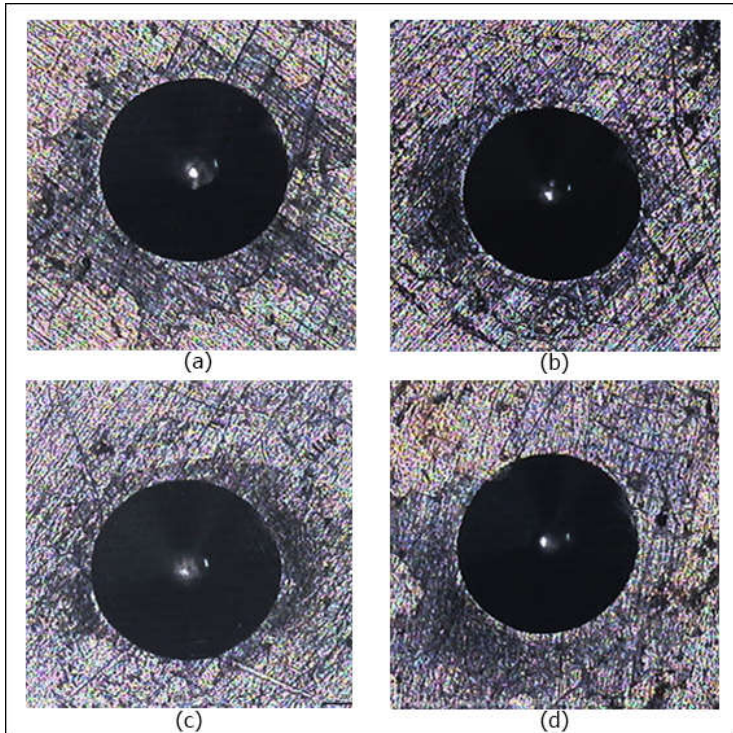
Pada gambar 4.4 terlihat jelas bahwa semua spesimen dengan pelapisan Ag mampu menghasilkan zona inhibisi yang signifikan (antara 10-13mm). Dengan kemampuan daya hambat yang seperti itu, maka spesimen dapat didenfinisikan sebagai anti bakteri. Hal ini sesuai dengan standart SNV 195920 bahwa spesimen dapat dikategorikan sebagai anti bakteri yang baik. (Ferraris,dkk. 2014)

Terdapat beberapa teori yang menunjukkan bahwa kekasaran juga memengaruhi reaksi, reaksi yang terjadi lebih homogen pada permukaan yang halus dibandingkan permukaan kasar akibat *screening effect* yang menyebabkan partikel reaktif tidak dapat bereaksi pada beberapa kolom dipermukaan dan pada permukaan yang halus kemungkinan reaksi yang maksimum (Chaudhari dkk., 2002). Namun pada penelitian ini, spesimen dengan waktu deposisi 10 menit memiliki nilai kekasaran yang lebih rendah daripada spesimen dengan waktu deposisi 25 menit, akan tetapi zona inhibisi spesimen dengan waktu deposisi 25 menit lebih tinggi daripada spesimen dengan waktu deposisi 10 menit, hal ini dikarenakan kandungan Ag yang lebih tinggi pada spesimen dengan waktu deposisi 25 menit dan perbedaan morfologi tidak berpengaruh secara signifikan.



#### **4.4 Analisis Adhesi dari lapisan tipis Ag**

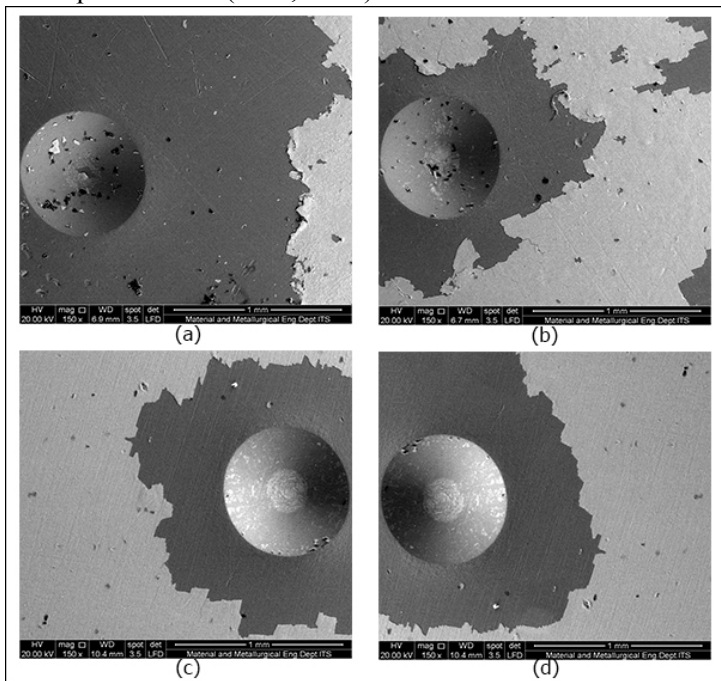
Adhesi dari lapisan dapat dilihat dari retakan maupun delaminasi yang terjadi pada lapisan akibat dari indentasi. Hasil dari permukaan seluruh spesimen setelah indentasi menggunakan Rockwell C ditunjukkan pada Gambar 4.5



**Gambar 4.5.** Hasil Indentasi pada Lapisan Tipis Ag dengan Variasi Waktu Deposisi (a) 10 menit (b) 15 menit (c) 20 menit dan (d) 25 menit



Secara kualitatif berdasarkan pengamatan dan disesuaikan dengan standar kontrol kualitas dari P&P *thin film advanced technology*, kegagalan yang terjadi akibat indentasi termasuk dalam kegagalan yang tidak dapat diterima (*unacceptable failure*) dengan referensi pada Gambar 3.8. yang membedakan antara kegagalan yang dapat diterima dan tidak. Delaminasi yang terjadi pada seluruh spesimen melebihi dari batas spesifikasi sehingga adhesi secara kualitatif kurang baik dan tidak dapat diterima (P&P, 2012).



**Gambar 4.6.** Hasil Indentasi pada Lapisan Tipis Ag diamati menggunakan SEM dengan perbesaran 150x dengan Variasi Waktu ; (a) 10 Menit , (b) 15 Menit, (c) 20 Menit dan (d) 25 Menit



Hal tersebut didukung oleh pengamatan menggunakan SEM. Hasil pengamatan dengan SEM menunjukkan bahwa daerah sekitar yang terkena indentasi mengalami kegagalan. Kegagalan yang dialami oleh spesimen dapat terlihat dengan jelas jika diamati menggunakan SEM. Delaminasi yang terjadi pada lapisan tipis Ag sangat besar sehingga menunjukkan bahwa lapisan tipis Ag memiliki adhesi yang kurang baik atau kegagalan yang tidak dapat diterima.

Adhesi dari lapisan ini secara teori disebabkan oleh permukaan substrat yang halus sehingga menyebabkan tidak terjadinya *mechanical interlocking* seperti bentuk yang ditunjukkan pada Gambar 2.5 dimana deposisi pada permukaan mengisi celah-celah yang ada pada permukaan. (Mattox, 2010)

Hal tersebut dapat diatasi dengan preparasi sampel yang tidak terlalu halus agar terjadi *mechanical interlocking* antara substrat dan target (Mattox, 2010). Selain itu, peningkatan kekuatan adhesi dengan menggunakan gas N<sub>2</sub> sudah dilakukan pada penelitian sebelumnya (Yang, dkk. 2005). Pada penelitian tersebut, kemampuan adhesi meningkat ketika plasma N<sub>2</sub> digunakan untuk *pre-treatment* substrat. Perlakuan ini dapat menurunkan energy permukaan, meningkatkan kebersihan permukaan dan menurunkan timbulnya oksidasi pada permukaan. Sehingga, kekasaran dan *mechanical bonding* akan meningkat setelah *pre-treatment* oleh plasma N<sub>2</sub>. Selain itu, pada penelitian sebelumnya (Lung, dkk. 2014) dilakukan *surface treatment* pada permukaan substrat menggunakan metode *sandblasting* dengan bubuk silika-alumina 110 µm. Proses *sandblasting* dilakukan dengan tekanan 300kPa selama 15s/cm<sup>2</sup> dan jarak dengan substrat sebesar 10 cm. Setelah itu, substrat direndam dengan *ethanol* 70% selama 10 menit dan dibilas menggunakan *ethanol* 70%. Dengan metode tersebut, didapatkan kekasaran permukaan yang lebih tinggi dibandingkan dengan sebelum dilakukan



*sandblasting*. Kekasaran substrat yang lebih tinggi itulah yang nantinya menyebabkan terjadinya *mechanical interlocking* yang meningkatkan kekuatan adhesi lapisan tipis. (Lung, dkk. 2014)



---

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1. Kesimpulan

Dari hasil dan analisis data yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan:

1. Penambahan waktu deposisi dapat meningkatkan zona inhibisi terhadap bakteri. Hal ini dikarenakan Ag mampu menjadi agen *antimicrobial* dan membunuh bakteri. Diameter zona inhibisi tertinggi didapatkan pada waktu deposisi 25 menit dengan ukuran diameter zona inhibisi 12.33 mm. Dengan kemampuan daya hambat yang seperti itu, maka spesimen dapat didefinisikan sebagai anti bakteri. Menurut standart SNV 195920 spesimen dapat dikategorikan sebagai anti bakteri yang baik.
2. Penambahan waktu deposisi dapat meningkatkan kandungan Ag pada permukaan yang disebabkan oleh deposisi yang kontinyu. Selain itu, parameter tersebut dapat meningkatkan kekasaran permukaan. Nilai kandungan Ag tertinggi didapatkan pada waktu deposisi 25 menit dan dengan kandungan Ag sebanyak 97.12 wt%. Kualitas adhesi lapisan tipis Ag pada sampel buruk dan tidak dapat diterima berdasarkan kualifikasi teknis.



---

## 5.2. Saran

1. Dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai lapisan *antimicrobial* dengan penggunaan *silver thin film* dengan proses PVD RF Sputtering.
2. Adanya penelitian lain mengenai pembentukan *silver oxide* secara langsung dengan penambahan O<sub>2</sub> pada proses PVD RF Sputtering
3. Penggunaan variabel dengan perbedaan yang signifikan dengan penggunaan data yang lebih banyak untuk menemukan data yang lebih tepat.





---

## DAFTAR PUSTAKA

- Akbar. 2009. *Disk Diffusion Test* . Semarang : Universitas Muhammadiyah Semarang
- Arcam. 2015. *Ti6Al4V Titanium Alloy*. Sweden : Arcam EBM System
- Asanithi, P., Chaiyakun, S., & Limsuwan, P. 2012. "Growth of Silver Nanoparticles by DC Magnetron Sputtering". **Journal of Nanomaterials** 2012:8.
- Beco L dkk. 2014 . “Suggested guidelines for using systemic antimicrobials in bacterial skin infections (1): diagnosis based on clinical presentation, cytology and culture”. **Research Gate**.
- Bloomfield, S.F.1996. “Chlorine and iodine formulations”. **In: Ascenzi, J.M. (Ed.), Handbook of Disinfectants and Antiseptics**. Marcel Dekker, Inc., New York, NY, USA, pp.133-158
- Boundless. 2016. Kirby-Bauer Disk Susceptibility Test. **Boundless Microbiology** .  
[URL:https://www.boundless.com/microbiology/textbooks/boundless-microbiologytextbook/antimicrobial-drugs-13/measuring-drugsusceptibility-157/kirby-bauer-disk-susceptibilitytest-791-6152/](https://www.boundless.com/microbiology/textbooks/boundless-microbiologytextbook/antimicrobial-drugs-13/measuring-drugsusceptibility-157/kirby-bauer-disk-susceptibilitytest-791-6152/) (diakses pada 7 september 2017)
- Calderon S, dkk. 2016. “Functional properties of ceramic-Ag nanocomposite coatings produced by magnetron sputtering”. **Journal of Progress in Materials Science**. 158-191
- Carlos, Nelson dkk. 2007. “Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque”. **Journal of**



---

**Mechanical Behaviour of Biomedical Materials. 234-242**

- Chunpei, dkk. 2016. “3D ordered macroporous NiO/Al nanothermite film with significantly improved higher heat output, lower ignition temperature and less gas production”. **Journal of Materials and Design**. 110 304-310
- Drnovsek, dkk. 2012. “The properties of bioactive TiO<sub>2</sub> coatings on Ti-based implants”. **Surface & Coatings Technology** 209
- Djokic, S. 2007. "Treatment of Various Surfaces with Silver and its Compounds for Topical Wound Dressings, Catheter and Other Biomedical Applications". **Meeting Abstracts MA2007-02**, 12:811.
- Ewald, A., Glückermann, S. K., Thull, R., & Gbureck, U. 2006. "Antimicrobial titanium/silver PVD coatings on titanium". **BioMedical Engineering OnLine** 5:22-22.
- Ferraris, dkk., 2014. “Antibacterial and bioactive nanostructured titanium surfaces for bone integration”. **Journal of Applied Surface Science**
- Feng QL, dkk. 2000. “A mechanistic study of the antibacterial effect of silver ions on Escherichia Coli and Staphylococcus aureus”. **Journal of Biomedical**. 52 .662 – 668
- Haiyan, dkk. 2007. “Production of Titanium Powder by the Calciothermic Reduction of Titanium Concentrates or Ore Using the Preform Reduction Process”. **Journal of Materials Transactions**. Vol.48 No.8
- Indan E. 2003. Macam-macam bakteri dan tingkah lakunya. **Jurnal kesehatan biomedis**. Unimus Semarang



- Jafari, N., Karimi, L., Mirjalili, M., & Derakhshan, S. J. 2016. "Effect of Silver Particle size on color and Antibacterial properties of silk and cotton Fabrics". **Fibers and Polymers** 17, 6:888-895.
- Jung, Kyung dkk. 2008. "Antibacterial Activity and Mechanism of Action of the Silver Ion in *Staphylococcus aureus* and *Escherichia coli*". **American Society for Microbiology**. Vol. 74, No. 7
- Karasutisna, tia. 2007. "Implant gigi dan Permasalahannya". Bandung : Universitas Padjadjaran
- Kim, Hae Ji dan Joun, Soo. 2007. "Effects of Deposition Temperature and Time on the Surface Characteristics of TiN-coated High-speed Steel by Arc Ion Plating". **Journal of Mechanical Science and Technology** 21 (2007)
- Lackner JM, Waldhauser W. "Adhesion Improvement of PVD Coatings by Plasma Treatment With Linear Anode Layer Ion Sources". **Joanneum Research**. Austria.
- Lepicka dan Gradzka,M. 2016. "Surface modification of Ti6Al4V titanium alloy for biomedical applications and its effect on tribological performance". **Rev.Adv.Mater.Sci.** 46 86-103
- Lung, Christie dkk,. 2014. 'Surface treatment of titanium by a polydimethylsiloxane coating on bond strength of resin to titanium". **Journal of Mechanical Behaviour of Biomedical Materials**. 168-176
- Mansor, dkk,. 2012. "Green biosynthesis of silver nanoparticles using *Curcuma longa* tuber powder". **International Journal of Nanomedicine**.
- Mattox, D. M.2010. **Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing**: Elsevier Science.



- Oshida, Yoshiki. 2013. *Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials*. San Fransisco : University of California
- Powell, C. F.; Oxley, J. H. and Blocher Jr, J. M. 1967. *Vapor Deposition*; Wiley. New York.
- Pudjarwoto .2008. Medium Agar untuk *Kirby Bauer Method*. Semarang : Universitas Muhammadiyah
- PVD Coating Characterization. **Manual P&P Thin Film Advanced Technologies**. Bedizolle, Italy.
- Quin GF, dkk. 2002. “An experimental study of an NaClO Generator for anti-microbial applications in the food industry”. **Journal of Science Technology**. 54 .111-118
- Veiga C, Davim JP, Loureiro AJR. 2012. Properties and Application of Titanium Alloys: **A Brief Review**.
- Xiaojing dkk. 2016. “Review of Antibacterial Activity of Titanium-Based Implants’ Surfaces Fabricated by Micro-Arc Oxidation”. Taiyuan : University of Technology
- Yamanaka M., Hara K., Kudo J. 2005. Bactericidal actions of a silver ion solution on *Escherichia coli*. **Appl. Environ. Microbiol.** 71, 7589–7593. 10.1128/AEM.71.11.7589-7593
- Yang, Chih-hao, dkk. 2005. “The properties of copper films deposited on polyimide by nitrogen and oxygen plasma pre-treatment”. **Journal of Applied Surface Science**.252
- Yung Hung, dkk. 2012. “Titanium surface modified by hydroxyapatite coating for dental implants”. **Surface & Coatings Technology**
- Zhao GQ, Ye LH, Huang YC, Yang DK, Li L, Xu G, Lei YJ. 2001 . “In Vitro model of bacterial biofilm formation on polyvinyl chloride biomaterial”. **Cell Biochem. Biophys.** 61 .371-376

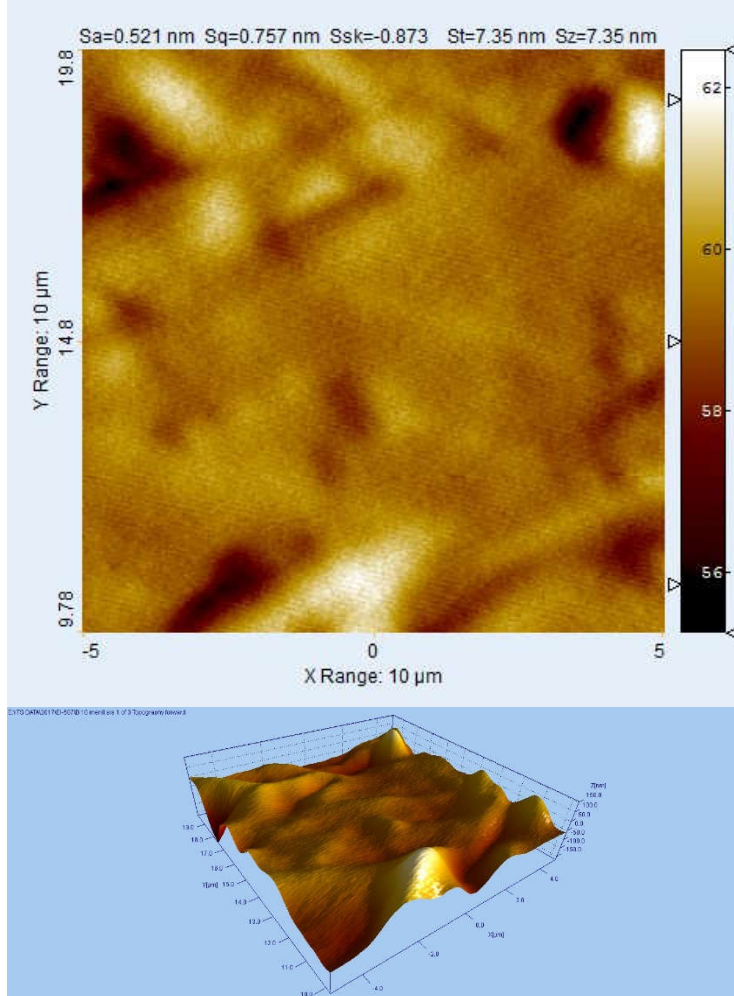


## LAMPIRAN

### HASIL PENGUJIAN AFM

Material dengan Deposisi Waktu 10 Menit

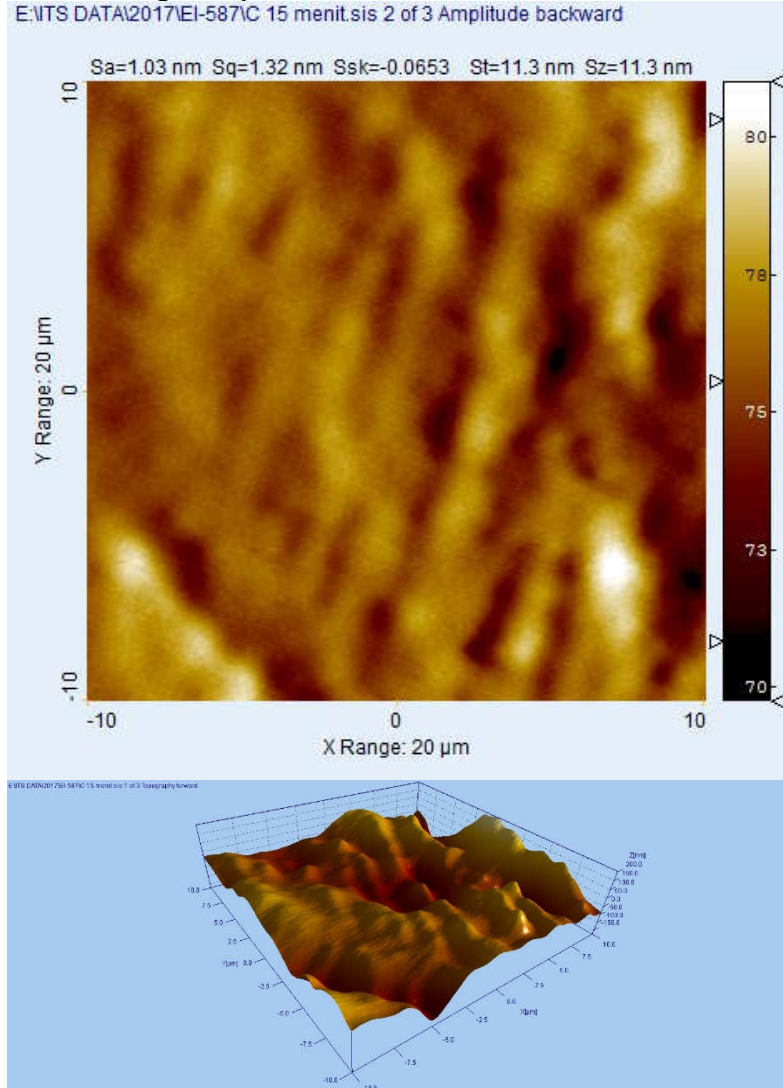
E:\ITS DATA\2017\EI-587\B 10 menit.sis 2 of 3 Amplitude backward





## Material dengan Deposisi Waktu 15 Menit

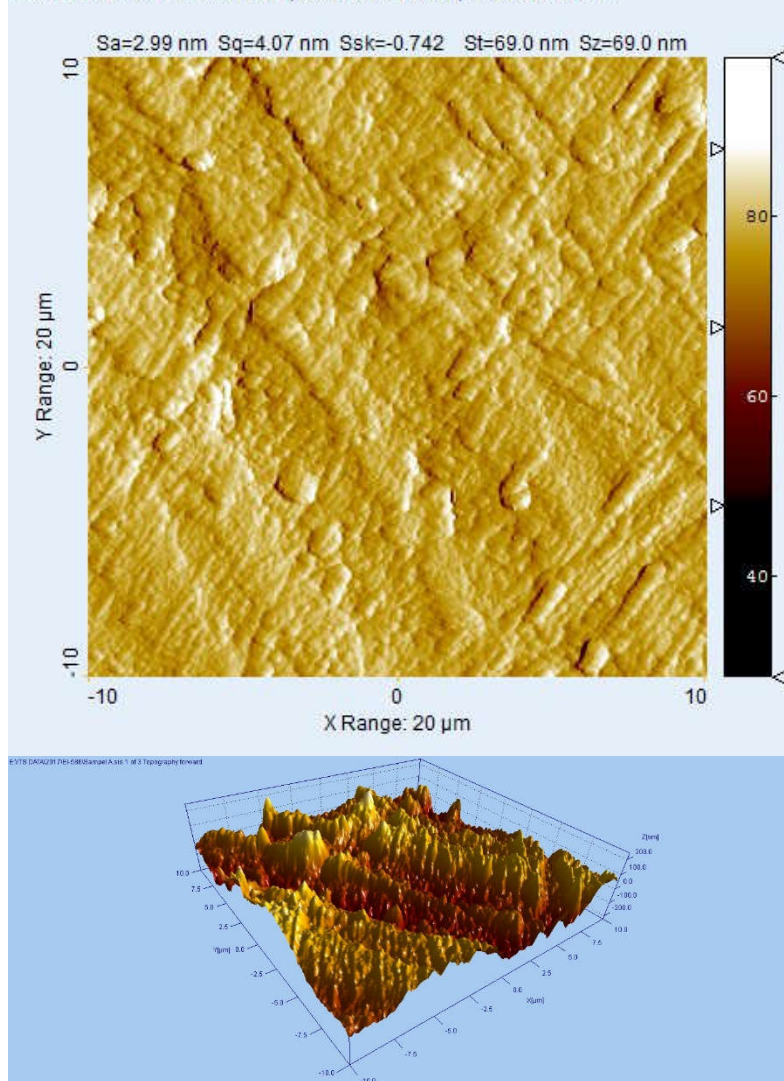
E:\ITS DATA\2017\EI-587\IC 15 menit.sis 2 of 3 Amplitude backward





## Material dengan Deposisi Waktu 20 Menit

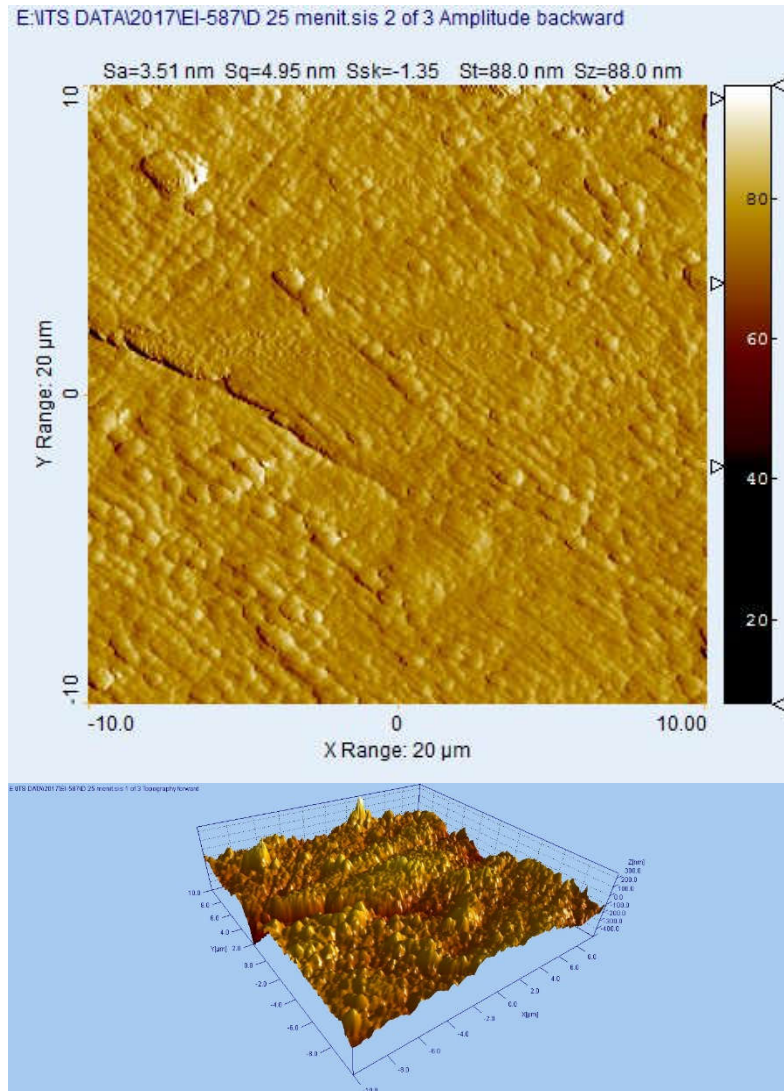
E:\ITS DATA\2017\EI-586\Sampel A.sis 2 of 3 Amplitude backward







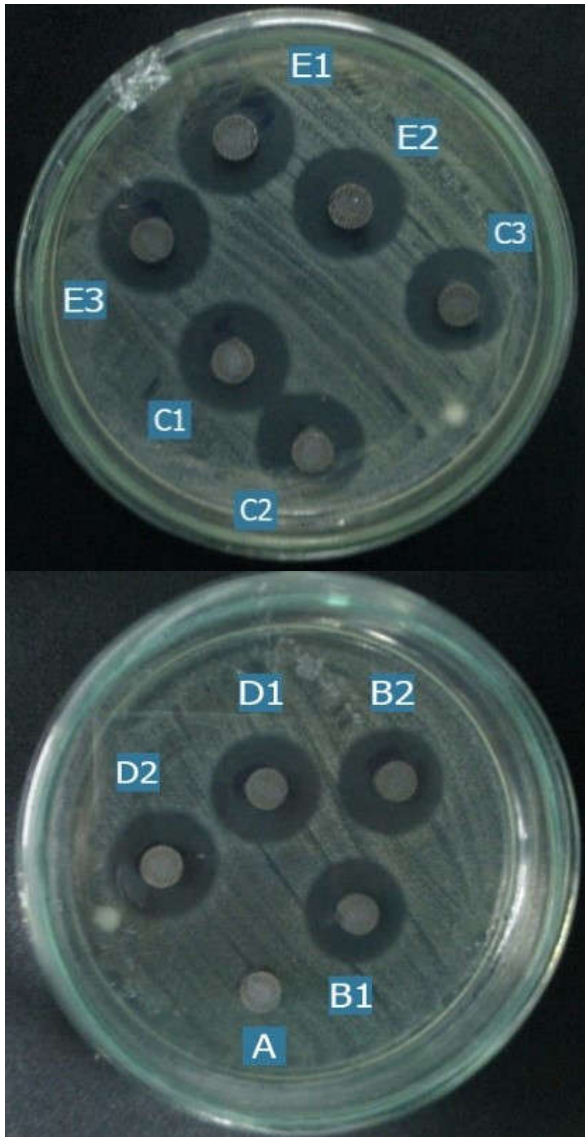
## Material dengan Deposisi Waktu 25 Menit







## **HASIL PENGUJIAN *ANTIMICROBIAL***



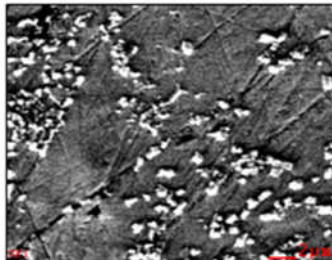
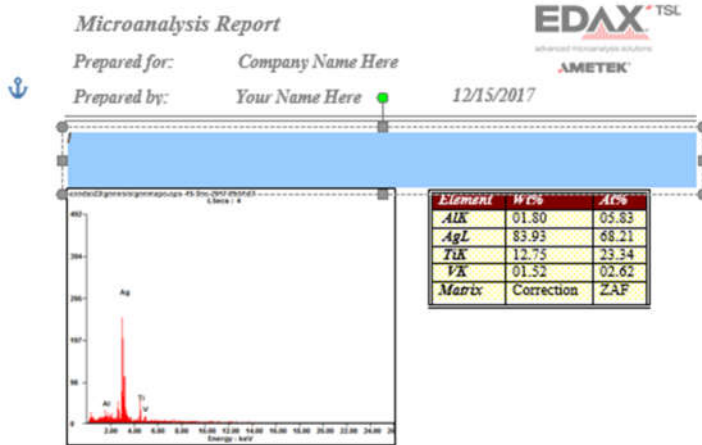


Waktu Deposisi (Menit)	Zona Inhibisi (mm)	Rata-Rata	Standart Deviasi
0	0	0	0
10	10,5	10,53	0,057
	10,6		
	10,5		
15	11,5	12,16	0,577
	12,5		
	12,5		
20	12	12,25	0,353
	12,5		
25	12,5	12,33	0,288
	12		
	12,5		



## HASIL PENGUJIAN SEM-EDX

Material dengan Deposisi Waktu 10 Menit





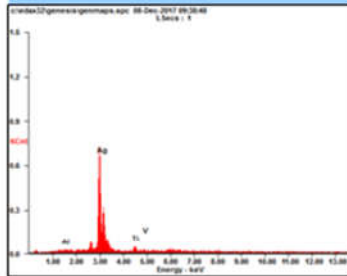
## Material dengan Deposisi Waktu 15 Menit

### Microanalysis Report

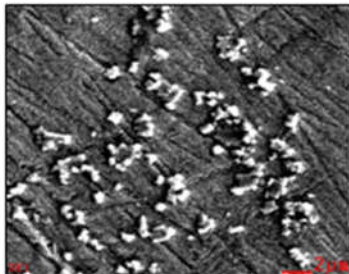
Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

12/8/2017



Element	Wt%	At%
AlK	00.52	01.93
AgL	94.50	87.78
TiK	04.05	08.47
VK	00.93	01.82
Matrix	Correction	ZAF





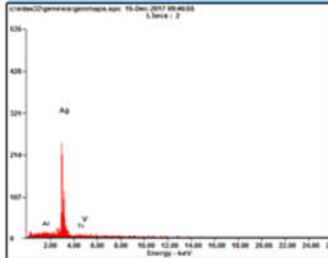
## Material dengan Deposisi Waktu 20 Menit

### Microanalysis Report

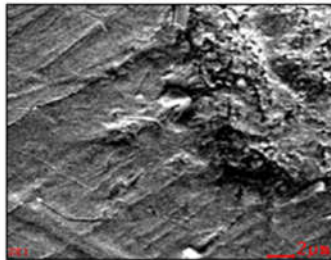
Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

12/15/2017



Element	Wt%	At%
AlK	01.21	04.53
AgL	96.02	89.75
TiK	01.92	04.04
VK	00.84	01.67
Matrix	Correction	ZAF





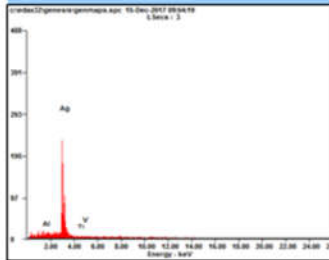
## Material dengan Deposisi Waktu 25 Menit

### Microanalysis Report

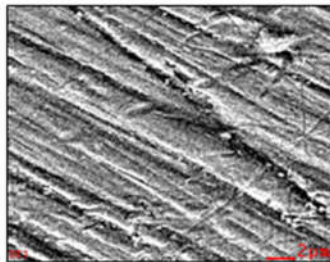
Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

12/15/2017



Element	WC%	At%
AlK	00.78	02.97
AgL	97.12	92.59
TiK	01.48	03.19
VK	00.62	01.25
Matrix	Correction	ZAF





## BIOGRAFI PENULIS



Muhammad Hawary Assa, lahir di Gresik pada tanggal 24 Maret 1997. Merupakan bagian dari keluarga besar Mamim sebagai Putra pertama dari Mamim Mabur dan Elis Triantina. Penulis telah mengemban pendidikan formal di Min Kepatihan Bojonegoro, Mts Muallimin Muhammadiyah Yogyakarta, SMAN 2 Malang hingga saat ini sedang menjalani kuliah pada tahun akhir di Departemen Teknik Material Institut Teknologi Sepuluh Nopember di Surabaya. Dalam riwayat pendidikannya, penulis telah banyak aktif dalam berorganisasi. Salah satu organisasi mahasiswa yang telah dijalani penulis adalah Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi dengan jabatan Staff Departemen Media dan Informasi 2015/2016, Staff Ahli Departemen Media dan Informasi 2016/2017. Selain itu, penulis pernah menjadi Asisten Laboratorium untuk praktikum Fisika Dasar, Asisten Laboratorium Korosi dan Analisa Kegagalan untuk praktikum korosi. Penulis memiliki pengalaman kerja praktisi atau magang di perusahaan PT Vale Indonesia sebagai *Metallurgical Engineer Assistant* yang menangani proses pembuatan nikel matte. Tugas akhir ini adalah sebagai kontribusi penulis dalam dunia riset dan penulis memilih topik material inovatif (fabrikasi lapisan tipis untuk lapisan antimikroba).



*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*